

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde,  
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar  
(Direktor: Prof. Dr. med. dent. Matthias Hannig)

**Marginale und interne Adaptation von Klasse-II-  
Kompositrestaurationen unter Verwendung von  
selbststützenden Adhäsivsystemen**

Eine *In-vitro*-Studie

***Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde der  
Medizinischen Fakultät***

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES  
2008

Vorgelegt von: Vida Hassanzadeh-Kolp  
Geboren am: 17.07.1975 in Teheran/Iran

# Inhaltsverzeichnis

1.	Zusammenfassung	1
	Summary	3
2.	Einleitung	5
	2.1 Fragestellung	11
3.	Material und Methode	13
	3.1 Kavitätenpräparation	13
	3.2 Füllungsgestaltung und Ausarbeitung	14
	3.3 Thermische Belastung	15
	3.4 Mechanische Belastung	16
	3.5 Replikaherstellung zur rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung	17
	3.6 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der approximalen Füllungsrän- der	17
	3.7 Analyse der internen Adaption	22
	3.8 Statistik	24
4.	Ergebnisse	25
	4.1 REM-Analyse der approximalen Füllungsrän- der in der Übersicht	25
	4.1.1 Analyse der approximalen schmelzbegrenzten Füllungsrän- der	25
	4.1.2 Analyse der approximalen dentinbegrenzten Füllungsrän- der	30
	4.2 Analyse der marginalen Adaptation in den einzelnen Gruppen	35
	4.2.1 Clearfil SE Bond mit Tetric Evo Ceram (SE/E)	35
	4.2.2 Clearfil SE Bond mit Clearfil AP-X (SE/A)	37
	4.2.3 Clearfil Protect Bond mit Clearfil AP-X (Pr/A)	39

4.2.4	S3 Bond mit Clearfil AP-X (S3/A)	41
4.2.5	One Coat SE Bond mit Tetric Evo Ceram (1C/E)	43
4.2.6	AdheSE mit Tetric Ceram (Ad/C)	45
4.2.7	AdheSE mit Tetric Evo Ceram (Ad/E)	47
4.3	Analyse der internen Adaptation in den einzelnen Gruppen	49
5.	Diskussion	51
5.1	Versuchsaufbau	51
5.2	Materialauswahl und Füllungstechnik	52
5.3	Rasterelektronenmikroskopische Füllungsrandanalyse	55
5.3.1	Diskussion der Ergebnisse der approximalen schmelzbegrenzten Füllungs- ränder in der Übersicht	55
5.3.2	Diskussion der Ergebnisse der approximalen dentinbegrenzten Füllungs- ränder in der Übersicht	56
5.3.3	Diskussion des Randschlussverhaltens in den einzelnen Gruppen	58
5.3.3.1	Clearfil SE Bond mit Tetric Evo Ceram (SE/E) und Clearfil AP-X (SE/A)	58
5.3.3.2	Protect Bond mit Clearfil AP-X (Pr/A)	60
5.3.3.3	S3 Bond mit Clearfil AP-X (S3/A)	61
5.3.3.4	One Coat SE Bond mit Tetric Evo Ceram (1C/E)	61
5.3.3.5	AdheSE mit Tetric Ceram (Ad/C) und mit Tetric Evo Ceram (Ad/E)	62
5.3.4	Diskussion der Ergebnisse der internen Adaptation bei der Verwendung der einzelnen Adhäsive	63
5.4	Schlussfolgerung	64
6.	Literaturverzeichnis	66
7.	Anhang	80
8.	Danksagung	85
9.	Lebenslauf	86

### 1. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde mit Hilfe des Klasse-II-Kavitätenmodells an insgesamt 62 extrahierten, kariesfreien Molaren das Randschlussverhalten von drei Kompositmaterialien und fünf Adhäsiv-Systemen untersucht. Die Gestaltung der Klasse-II-Kavität erlaubte die Analyse des Randschlussverhaltens sowohl entlang der schmelzbegrenzten als auch der dentinbegrenzten Füllungsråder. Getestet wurden die Adhäsivsysteme Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond, S3 Bond, One Coat SE Bond und AdheSE. Als Restaurationsmaterialien dienten in dieser Studie die Composite Tetric Evo Ceram, Tetric Ceram und Clearfil AP-X. Die Applikation des Restaurationsmaterials erfolgte in Inkrementtechnik.

Die marginale Adaptation innerhalb der Versuchsgruppen wurde jeweils nach 24-stündiger Wasserlagerung, nach thermischer Wechselbelastung (5°C / 55°C, 2500 Zyklen) und nach mechanischer Druckbelastung (20N, 200.000 Zyklen) untersucht. Das Randschlussverhalten der Füllungsråder wurde im Rasterelektronenmikroskop nach den jeweiligen In-vitro-Belastungstests ausgewertet. Zusätzlich zu der Untersuchung der marginalen Adaptation der Füllungsråder wurde die interne Adaptation mit Hilfe eines Farbstoffpenetrationstests (0,5%-ige Metyhlenblau-Lösung) analysiert.

In allen Versuchsgruppen konnte initial kein absolut spaltfreier Füllungsrand festgestellt werden. Nach thermischer und mechanischer Belastung verschlechterte sich die Randqualität in allen Gruppen sowohl im Schmelz als auch im Dentin.

An den schmelzbegrenzten Füllungsrådern betrug der Anteil an kontinuierlichen Ränder nach dem Belastungstest in den Gruppen Pr/A (Clearfil Protect Bond/ AP-X) 87,37%, SE/A (Clearfil SE Bond/ Tetric Ceram) 81,56%, S3/A (S3 Bond/ AP-X) 77,04%, SE/E (Clearfil SE Bond/ Tetric Evo Ceram) 70,47%, Ad/C (AdheSE/ Tetric Ceram) 55,84% Ad/E (AdheSE /Tetric Evo Ceram) 30,52% und 1C/E (One Coat SE Bond/ Tetric Evo Ceram) 29,50%.

Nach den Belastungstests wurden entlang der dentinbegrenzten Füllungsråder in den Gruppen S3/A 57,63%, SE/A 48,10%, Pr/A 34,81%, 1C/E 32,09%, SE/E 29,83%, Ad/C 19,17% und Ad/E 18,48% Anteile an kontinuierlichen Ränder gemessen.

Die Analyse der internen Adaptation ergab für die Gruppe S3/A einen absolut dichten Verbund, der signifikant besser war als in den Gruppen Ad/C und Ad/E ( $p=0,001$ ).

Bei der Verwendung von Clearfil AP-X als Restaurationsmaterial konnte ein besseres Randschlussverhalten erreicht werden als bei der Verwendung von Tetric Evo Ceram. Durch die Applikation von Tetric Evo Ceram wurde hingegen eine bessere Randqualität erzielt als bei der Applikation des Vorgängerkomposits Tetric Ceram.

Das beste Randschlussverhalten zeigten die Kombinationen des Komposits Clearfil AP-X mit den Adhäsivsystemen Clearfil SE Bond und S3 Bond. Die Applikation von S3 Bond, ein *all-in-one* Produkt, erwies sich im Vergleich zu den getesteten Zwei-Schritt Adhäsiv-Systemen als überlegen. Basierend auf den vorliegenden Resultaten kann S3 Bond als viel versprechend angesehen werden. Es sollten jedoch weitere Studien abgewartet werden, um eine endgültige Aussage über die Qualität dieses Systems treffen zu können, da das Material erst seit kurzem verfügbar ist und daher nur wenige Erfahrungswerte vorliegen. Die anderen in dieser Studie getesteten Adhäsive sind nicht optimal für den Einsatz in Klasse-II-Kavitäten.

## Summary

### **Marginal and internal adaptation of class-II-composite restorations with self-etching adhesive systems.**

#### **An in-vitro-study**

The purpose of this study was to analyse the marginal sealing of three composites and five adhesive systems. Altogether 62 extracted, non-carious human molars were examined using the class-II-cavity-model. The preparation of class-II-cavities allowed the analysis of the marginal sealing along the enamel as well as the dentin margins. The following adhesive systems were tested: Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond, S3 Bond, One Coat SE Bond and AdheSE. In the present study the composites Tetric Evo Ceram, Tetric Ceram and Clearfil AP-X (A) served as restorative materials. The restoration material was placed by the incremental technique.

Marginal adaptation was examined first after 24-h storage in water, subsequently after thermocycling (5°C / 55°C; 2500 cycles) and finally after mechanical load (20N; 200,000 cycles). The marginal adaptation was evaluated by scanning electron microscopy after each in-vitro loading test. After examination of the marginal adaptation, the internal adaptation was analysed using a dye penetration test (0.5% methylene-blue solvent).

In all experimental groups, the quality of the enamel-enclosed margins as well as the dentin-enclosed ones deteriorated after being exposed to thermal and mechanical loading.

At the enamel-enclosed margins the following percentage frequencies of gap-free sealing were recorded in the experimental groups: Pr/A (Clearfil Protect Bond/ AP-X) 87.37%, SE/A (Clearfil SE Bond/ Tetric Ceram) 81.56%, S3/A (S3 Bond/ AP-X) 77.04%, SE/E (Clearfil SE Bond/ Tetric Evo Ceram) 70.47%, Ad/C (AdheSE/ Tetric Ceram) 55.84%, Ad/E (AdheSE /Tetric Evo Ceram) 30.52% and 1C/E (One Coat SE Bond/ Tetric Evo Ceram) 29.50%.

After the thermal and mechanical loading tests the following percentage frequencies of gap-free sealing were measured at the dentin-enclosed margins:

## Summary

---

S3/A 57.63%, SE/A 48.10%, Pr/A 34.81%, 1C/E 32.09%, SE/E 29.83%, Ad/C 19.17% and Ad/E 18.48%.

The internal adaptation in group S3/A showed a 100% gap-free seal. It was significantly better than the groups Ad/C and Ad/E ( $p=0.001$ ).

Using Clearfil AP-X as restoration material, a better marginal adaptation was attained than using Tetric Evo Ceram. Applying Tetric Evo Ceram, a better marginal quality was achieved than applying the previous composite Tetric Ceram. The combination of the composite Clearfil AP-X with the adhesive systems Clearfil SE Bond and S3 Bond generated the best marginal sealing in the present in vitro study.

The application of S3 Bond, an all-in-one product, proved to be superior in comparison with the two-step adhesive systems tested in the present study. Based on these results, S3 Bond can be considered as a promising adhesive system. However, the results of further studies are to be awaited in order to draw a definite conclusion about the quality of this system, since it has only been available for a short time and, thus, there has been little practical experience with S3 Bond. The other adhesive systems tested in the present study are not optimal for the use in class-II-cavities.

## 2. Einleitung

Für viele Patienten spielt die Ästhetik in der modernen Zahnheilkunde eine immer wichtigere Rolle. Dadurch wächst bei Patienten der Wunsch nach zahnfarbenen Restaurationen im Seitenzahnbereich.

Auf der Suche nach geeigneten Materialien werden insbesondere die direkten Kompositfüllungen immer beliebter. Im Gegensatz zu Amalgam oder indirekten Restaurationen erweisen sich Komposite als sehr Substanz schonend (Hickel et al. 2005), da sie adhäsiv (= klebend) an der Zahnhartsubstanz befestigt werden und bei ihrer Verankerung in einer Kavität keine mechanische Retention mehr nötig ist. Die Notwendigkeit, gesunde Zahnhartsubstanz zu entfernen, ist hierdurch nicht mehr gegeben und es kann minimalinvasiv präpariert werden.

Ein weiterer positiver Aspekt der Adhäsivtechnik liegt in der Möglichkeit, die Zahnhartsubstanz zu stabilisieren (Haller 1994, Krejci et al. 1994, Hannig et al. 2002, Haller und Blunck 2003). Weiterhin verringern Komposite durch ihre direkte Applikationsmöglichkeit sowohl den Zeit- als auch den Kostenfaktor.

Zum gegenwärtigen Zeitpunkt werden Nanofüllerkomposite und Hybridkomposite als Restaurationsmaterial bevorzugt. Durch die Kombination unterschiedlich großer Füllkörperpartikel erreichen diese Kunststoffe bessere physikalische Eigenschaften als herkömmliche Komposite. Diese manifestieren sich klinisch in besserer Polierbarkeit, höherem Oberflächenglanz und höherer Verschleißfestigkeit (Deliperi 2002, Ernst und Willershausen 2003, Braga und Ferracane 2004). Ein weiterer Vorteil dieser Komposite ist die geringere Polymerisationschrumpfung während der Aushärtungsphase. Bei neueren Kompositen liegt diese unter zwei Volumenprozent (Deliperi 2002, Soltész und Koplin 2004). Da bei Kompositen nur die Kunststoffmatrix schrumpft, ist die Gesamtschrumpfung von dem Füllkörpergehalt abhängig (Ernst und Willershausen 2003, Lee et al. 2005). Je höher der Anteil niedermolekularer, kurzkettiger und reaktiver Monomere in der Matrix, desto stärker ist die Polymerisationsschrumpfung (Ernst et al. 2004). Generell ist der Grad der Volumenreduktion von Kompositen während der Aushärtungsphase von der radikalischen Polymerisationsreaktion abhängig, da sich hierbei der Energiezustand der Elektronen ändert. Es entstehen raumsparende, energetisch



günstige Kettenformationen (Ernst et al. 2004). Solange ein Nachfließen von nicht polymerisiertem Komposit von den freien Oberflächen möglich ist, wirkt dies der Kontraktionsspannung entgegen. Die Spannung entsteht innerhalb der Restauration, wenn durch den voranschreitenden Vernetzungsgrad in der Polymerisationsphase eine Verschiebung der Polymerketten nicht mehr möglich ist. Innerhalb einer Kavität ist die Kontraktionsspannung abhängig vom Verhältnis der gebundenen zu den freien Kompositoberflächen (C-Faktor) (Feilzer et al. 1989). Bei einem adhäsiven Verbund zwischen Kompositmaterial und Zahnhartsubstanz wird diese Spannung verstärkt, deren Intensität in der Regel an der Verbundstelle zwischen Zahn und Komposit am größten ist. In Folge von nicht kompensierter Schrumpfung entstehen Spalten, Mikroleckagen oder Nanoleckagen (Sano et al. 1995, Hannig und Fu 2001, Cadenaro et al. 2005, De Munck et al. 2005a, Sano 2006). Das Eindringen von Bakterien und Speichel in das Kavitäteninnere wird hierdurch erleichtert. Dies kann klinisch zu Verfärbungen, postoperativer Hypersensibilität oder Sekundärkaries führen und letztlich den Verlust der Restauration zur Folge haben (Haller 1992, Lee et al. 2005, Schmalz et al. 2006).

Mikroleckagen sind – im Gegensatz zu Spalten - klinisch nicht feststellbare Eintrittspforten für Bakterien, Flüssigkeiten, Moleküle oder Ionen (De Munck et al. 2005a). Diese Leckagen können mit verschiedenen Farblösungen sichtbar gemacht werden.

Nanoleckagen sind für das Eindringen von Bakterien zu klein, sie ermöglichen jedoch Enzymen oder bakteriellen Metaboliten, wie zum Beispiel Säuren, das Eindringen in das Kavitäteninnere (Pioch 2000, Pioch et al. 2001, Suppa et al. 2005). Nanoleckagen entstehen unabhängig von Mikroleckagen oder Spalten und treten häufig nach Säureätzung (Onur et al. 2004, Jacques und Hebling 2005) sowie durch den Einsatz von selbstätzenden Adhäsiv-Systemen auf (Onur et al. 2004). Durch die Verwendung von Silber-Ionen können Nanoleckagen im Elektronenmikroskop sichtbar gemacht werden.

Die Spaltbildung innerhalb eines adhäsiven Verbunds zwischen Komposit und Zahnhartgewebe lässt sich durch die Wahl eines geeigneten Adhäsivsystems reduzieren. Der Mechanismus ist im Grunde ein Austauschprozess von Hydroxylapatitkristallite gegen Harzmonomere: aus dem Zahnhartgewebe werden Hydroxylapatitkristallite entfernt und durch Harzmonomere ersetzt (De Munck et

al. 2005a, De Munck et al. 2005b).

Um dieses zu ermöglichen, muss die Zahnhartsubstanz konditioniert, geprimt und gebondet werden. Durch Konditionierung erfolgt ein Anlösen der Oberfläche. Der Primer kann nun die vorkonditionierte Oberfläche infiltrieren und das Bondingmaterial benetzt anschließend die Oberfläche.

Die heutigen Adhäsiv-Systeme werden in zwei Gruppen eingeteilt: Etch&Rinse-Systeme und Self-Etch-Syteme (Van Meerbeek et al. 2001, Cadenaro et al. 2005, De Munck et al. 2005a).

Die Etch&Rinse-Systeme entsprechen der konventionellen Vorgehensweise mit einer separaten Anätz-Phase und einer darauf folgenden Spül-Phase.

Als erster Schritt erfolgt die Konditionierung. Die Zahnhartsubstanz wird mit einer Säure, vorzugsweise mit einer 30-40%-igen Phosphorsäure, angeätzt und anschließend wieder abgespült. Dies führt zur Entfernung der Schmierschicht (Smearlayer), die nach der Präparation der Kavität an der Oberfläche der Zahnhartsubstanz anhaftet.

Durch die unterschiedliche Zusammensetzung des Schmelzes und des Dentins werden durch die Säureanätzung verschiedene Mechanismen ausgelöst. Schmelz besteht zu zirka 92 Vol.-% aus Hydroxylapatit. Durch die Säureätzung entsteht - aufgrund der unterschiedlichen Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der Peripherie - ein zur mikromechanischen Verankerung nutzbares Ätzmuster (Frankenberger 2002). Dentin besitzt im Vergleich zum Schmelz nur einen geringen Anteil an Hydroxylapatit (zirka 48 Vol.-%) (Maciell et al. 1996). Es enthält zirka 30 bis 33 Vol.-% organische Anteile, vorwiegend Kollagen und kollagenartige Verbindungen (Haller und Fritzenschaft 1999, Hellwig et al. 1999) und zirka 20 bis 25 Vol.-% Wasser (Schroeder 1992). Durch die Säurekonditionierung werden an der Dentinoberfläche die Hydroxylapatitkristalle aus dem Kollagennetzwerk herausgelöst, wodurch die Kollagenfasern freigelegt werden. Hydrophile Primer, die aus kurzkettigen Monomeren bestehen, können nun in die Zwischenräume des Kollagennetzwerkes eindringen.

Das hydrophobe Bond kann die Schmelz- und Dentinoberfläche benetzen und wird im Anschluss auspolymerisiert. Hierdurch bildet sich an der Verbundzone zum Dentin eine Hybridschicht aus polymerisiertem Bond-Material und Kollagen.

Erfolgt die Applikation des Primers und des Bonding in separaten Schritten, spricht man von Drei-Schritt Etch&Rinse-Systemen. In *one-bottle* Adhäsiven (Zwei-Schritt

Etch&Rinse-Systeme) werden die Funktionen von Primer und Bond in einem Schritt vereinigt.

Der Nachteil bei diesen Etch&Rinse-Systemen ist, dass nach Abspülen der Säure durch zu starkes Trocknen das Kollagennetzwerk an der Dentinoberfläche kollabieren kann (Haller und Fritzenschaft 1999, Haller und Blunck 2003, Abdalla 2004). Der Primer ist jetzt nicht mehr in der Lage, die Kollagenfasern ausreichend zu penetrieren, wodurch eine Diskrepanz zwischen der entstandenen Demineralisierungstiefe und der Penetrationsfähigkeit des Primers entsteht (Jacobsen et al. 2003, Jacques und Hebling 2005). Die Ausbildung einer suffizienten Hybridschicht wird hierdurch verhindert. Das Kollagennetz liegt in Pulpanähe frei und wird von Enzymen aus dem Dentin abgebaut. Durch Kaubelastung kann die insuffiziente Dentinversiegelung zu postoperativer Hypersensibilität führen (Hannig et al. 2001) und zur Spaltbildung beitragen (Burrow et al. 2005).

Die Verwendung von Wasser- oder Ethanol-basierten Adhäsiven ermöglicht ein Wiederaufrichten des Kollagennetzes (re-wetting) (Pioch 2000, Frankenberger 2002, Jacobsen et al. 2003). Bei Aceton-basierten Adhäsiven ist eine feuchte Dentinoberfläche zur Infiltration des Primers erforderlich.

Im Gegensatz zu den Etch&Rinse-Systemen werden bei den Self-Etch-Systemen selbstätzende Primer verwendet. Hierbei führen spezielle bifunktionelle und saure hydrophile kurzkettige Monomere zu einer Vereinfachung der Schmelz- und Dentinkonditionierung (Hayakawa et al. 1998, Hannig et al. 1999). Die im Primer enthaltenen Moleküle sind über Esterbindungen auf der einen Seite mit Methacrylat und auf der anderen Seite mit Phosphorsäure, Karbonsäure oder einem ihrer Derivate verbunden. Die Self-Etch-Systeme werden auf der mit Smearlayer bedeckten Zahnhartsubstanz appliziert.

Zwei-Schritt Self-Etch-Systeme bestehen aus hydrophoben und hydrophilen Monomeren. Durch das im Primer enthaltene Wasser kann die notwendige Säure-Base-Reaktion ablaufen. Das Bond enthält durch die getrennte Applikation hydrophobere Monomere und benötigt daher kein Lösungsmittel.

Bei den *all-in-one* Adhäsiv-Systemen werden die Funktionen des selbstätzenden Primers und des Bondingmaterials in einer Lösung vereinigt.

Die Self-Etch Adhäsive lassen sich nach ihrem pH-Wert in milde, mittelstarke und starke Systeme einteilen. Liegt dieser Wert unter eins, so spricht man von stark-

selbstätzenden Adhäsiv-Systemen. Mittelstarke Systeme weisen einen pH-Wert zwischen eins und zwei auf und schwache einen pH-Wert von etwa zwei (Van Meerbeek 2001, De Munck et al. 2005a, De Munck et al. 2005c, Koshiro et al. 2005).

In den neueren, milden Self-Etch Adhäsiven sind funktionelle Monomere enthalten, die eine chemische Verbindung mit den Kalziumionen aus dem Hydroxylapatit der Zahnhartsubstanz eingehen können (Yoshida et al. 2004, Inoue et al. 2005, Koshiro et al. 2005, Peumans et al. 2005). Zu diesen funktionellen Monomeren zählt zum Beispiel das 10-MDP (10 Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphat) (Yoshida et al. 2004, Inoue et al. 2005, Shirai et al. 2005, Fukegawa et al. 2006) oder das 4-MET (4-Methacryloyloxyethyl Trimellitic Acid) (Koshiro et al. 2004, Inoue et al. 2005, Koshiro et al. 2005).

Die milden Adhäsiv-Systeme zeigen im Rasterelektronenmikroskop eine 0,5-1 µm dünne Hybridschicht. Durch diese dünne Schicht erfolgt keine vollständige Demineralisierung des Dentins, die Kollagenfibrillen bleiben teilweise von den Hydroxylapatitkristallen ummantelt (De Munck 2004). Dagegen weisen stark selbstätzende Systeme eine Hybridschicht von zwei bis drei Mikrometer auf. Je niedriger der pH-Wert eines Self-Etch-Systems ist, desto mehr gleicht die Hybridschicht der eines Säure-Ätz-Systems (Hashimoto et al. 2003, De Munck et al. 2005b).

Um den Verbund eines Adhäsiv-Systems zwischen einem Kompositmaterial und der Zahnhartsubstanz zu testen, stehen mehrere Versuchsmethoden zur Verfügung. Zum einen können In-vivo-Versuche durchgeführt werden. In diesen klinischen Studien dürfen jedoch nur anerkannte und zugelassene Materialien verwendet werden. Des Weiteren muss eine hohe Anzahl Patienten mit gleichartigen Zahndefekten in die Studie einbezogen werden. Der Untersuchungszeitraum solcher In-vivo-Studien, in dem die Patienten mehrmals kontrolliert werden müssen, ist zudem sehr lang (Krejci et al. 1990).

Neben In-vivo-Studien können In-vitro-Studien durchgeführt werden. Zu diesem Zweck steht ein großes Repertoire an Versuchsmethoden zur Verfügung, mit deren Hilfe die Verbundfestigkeit zwischen Restaurationsmaterial und Zahnhartsubstanz analysiert werden kann. Durch In-vitro-Tests können zum einen

sehr schnell Daten über die Verbundfestigkeit ermittelt werden, zum anderen ist das Einsetzen neuer Materialien möglich.

Zur Simulation der künstlichen Alterung einer Restauration werden im Rahmen der In-vitro-Studien Proben für eine festgelegte Zeitspanne in Flüssigkeiten wie beispielsweise Wasser, Speichel oder Enzymlösungen gelagert. Hierdurch kann die biologische Alterung in der Mundhöhle simuliert werden. Ein Nachteil dieser Methode ist die Dauer des Versuchsablaufs. Eine weitere Möglichkeit, den künstlichen Alterungsprozess zu simulieren, ist ein thermischer Wechselbelastungstest in einem Thermocycling. Dabei werden die Proben einem mehrmaligen Wechselbad von 5°C und 55°C unterzogen. Hierdurch dehnen sich die Materialien aufgrund ihrer verschiedenen Kontraktions-/Expansions-Koeffizienten unterschiedlich aus. Es entstehen Spannungen, die sich in erster Linie an den Grenzflächen zwischen Zahnhartgewebe und Restaurationsmaterial zeigen (Hashimoto et al. 2000). Neben der thermischen Wechselbelastung kann eine künstliche Alterung ebenfalls durch mechanische Belastung induziert werden. Ein solcher Druckbelastungstest wird zum Beispiel mit Hilfe eines Kausimulators durchgeführt. Dabei wird auf die zu untersuchenden Flächen von okklusal eine definierte Krafteinwirkung in Zyklen appliziert. Durch wiederholte mechanische Belastung treten ebenfalls an den Grenzflächen zwischen dem Kompositmaterial und der Zahnhartsubstanz Spannungen auf, welche zur Spaltbildung beitragen. Der Grad der Spannung ist abhängig von den unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Füllungsmaterial und Zahn (Kunzelmann et al. 1993).

Der adhäsive Verbund kann weiterhin durch Scherhaftfestigkeits- und Zughaftfestigkeits-Tests überprüft werden (Haller 1994, Van Meerbeek et al. 1994). In entsprechenden Testreihen werden plane Kompositprüfkörper hergestellt, die mit dem zu testenden Adhäsiv verbunden werden.

Der Vorteil dieser Makro- bzw. Mikrotests besteht im schnellen Erhalt von Ergebnissen im Bezug auf die Fähigkeit eines Kompositmaterials auf einer Oberfläche zu binden. Die Vergleichsmöglichkeiten sind sehr einfach, und es können viele Proben in sehr kurzer Zeit untersucht werden. Ebenfalls können auf einfache Weise gezielt unterschiedliche Parameter verändert werden. Der Nachteil von Scherhaftfestigkeits- und Zughaftfestigkeits-Tests ist, dass die Polymerisationsschrumpfung nicht berücksichtigt werden kann. Durch die planen

Prüfkörper sind genügend freie Oberflächen vorhanden, die der Stressentwicklung während der Polymerisationsphase entgegenwirken können (Frankenberger 2002).

In der zahnmedizinischen Forschung haben sich einige Tests durchgesetzt, die – im Gegensatz zu den Scherfestigkeits- oder Zughafterfestigkeits-Tests – näher an die In-vivo-Situation heranreichen. Beispiel hierfür sind die Klasse-V- und Klasse-II-Kavitäten-Modelle. Ihr Kavitätendesign ermöglicht eine differenzierte Analyse von schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsrändern an extrahierten Zähnen. Durch verschiedene Belastungstests kann das Randschlussverhalten der Füllungsänder untersucht werden. Weiterhin kann die interne Adaptationsfähigkeit der Restauration mit Hilfe eines Farbstoff-Penetrationstests und einer anschließenden Kontrolle im Auflicht-Mikroskop analysiert werden. Durch die Möglichkeit der Replikaherstellung von Restaurationen können die Füllungsänder bei sehr hoher Auflösung im Rasterelektronenmikroskop untersucht werden.

### 2.1 Fragestellung

Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es, die marginale und interne Adaptation von Kompositfüllungen an Molaren gesondert an schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsänder von Klasse-II-Kavitäten zu untersuchen. Zum gegenwärtigen Zeitpunkt liegen nur wenige Studien vor, die mit Hilfe des Klasse-II-Kavitätenmodells das Randschlussverhalten von Kompositmaterialien untersuchen. In sieben Versuchsgruppen wurden vier selbstätzende Zwei-Flaschen-Adhäsivsysteme und ein all-in-one Adhäsiv, das erst kürzlich auf den Markt gekommen ist, getestet. Als Restaurationsmaterial dienten ein Mikrohybridkomposit und zwei Nano hybridkomposite.

Überprüft wurde hierbei, ob nach Wasserlagerung, thermischer Wechselbelastung und mechanischer Druckbelastung ein dauerhaft spaltfreier Verbund zwischen Restaurationsmaterial und Schmelz bzw. Dentin erreicht werden kann. Zusätzlich sollten die verschiedenen Komposit-Adhäsiv-Kombinationen hinsichtlich ihres Randschlussverhaltens vergleichend untersucht werden.

### Fragestellung

1. Ist ein spaltfreier Übergang zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz mit den untersuchten Kompositmaterialien und Adhäsiven erreichbar?
2. Welche Auswirkungen haben thermische und mechanische Beanspruchung auf das Randschlussverhalten?
3. Sind qualitative Unterschiede zwischen schmelz- und dentinbegrenzten Randbereichen vorhanden?
4. Bestehen Unterschiede zwischen den untersuchten Adhäsiven in Bezug auf die Randdichte?
5. Welchen Einfluss haben Komposite auf die marginale Adaptation?
6. Gibt es Unterschiede im Hinblick auf die interne Adaptation an den Grenzflächen zwischen Dentin und Restauration in Abhängigkeit vom verwendeten Adhäsivsystem?

### 3. Material und Methode

Für die folgende Untersuchung wurden 62 kariesfreie menschliche Molaren mit ähnlicher Kauflächenmorphologie verwendet. Die Zähne lagerten nach der Extraktion in 50%-igem Alkohol. Die an den Zähnen anhaftenden Konkreme und Gewebereste wurden mit Handinstrumenten beseitigt. Zwischen den Versuchsabläufen lagerten die Zähne in destilliertem Wasser.

#### 3.1 Kavitätenpräparation

An den extrahierten Zähnen wurden standardisierte Klasse-II-Kavitäten - je nach Möglichkeit mesio-okklusal oder okklusal-distal - präpariert (Abbildung 1). Die Kavitätenpräparation wurde mit rot-beringten birnenförmigen Diamantbohrern der Firma Komet (Komet 015873K2 8830L, Größe 10) durchgeführt. Anschließend wurden die Kavitätenwände mit einem gelb-beringten, birnenförmigen Diamanten (Komet, 015501K2 830L Größe 10) finiert und die Ecken leicht abgerundet. Die approximalen schmelzbegrenzten Kavitätenränder wurden in einem Winkel von 45° angeschrägt (Komet, Diamant EI 005258K2 379EF und 004967K2 8379, Größe 023).

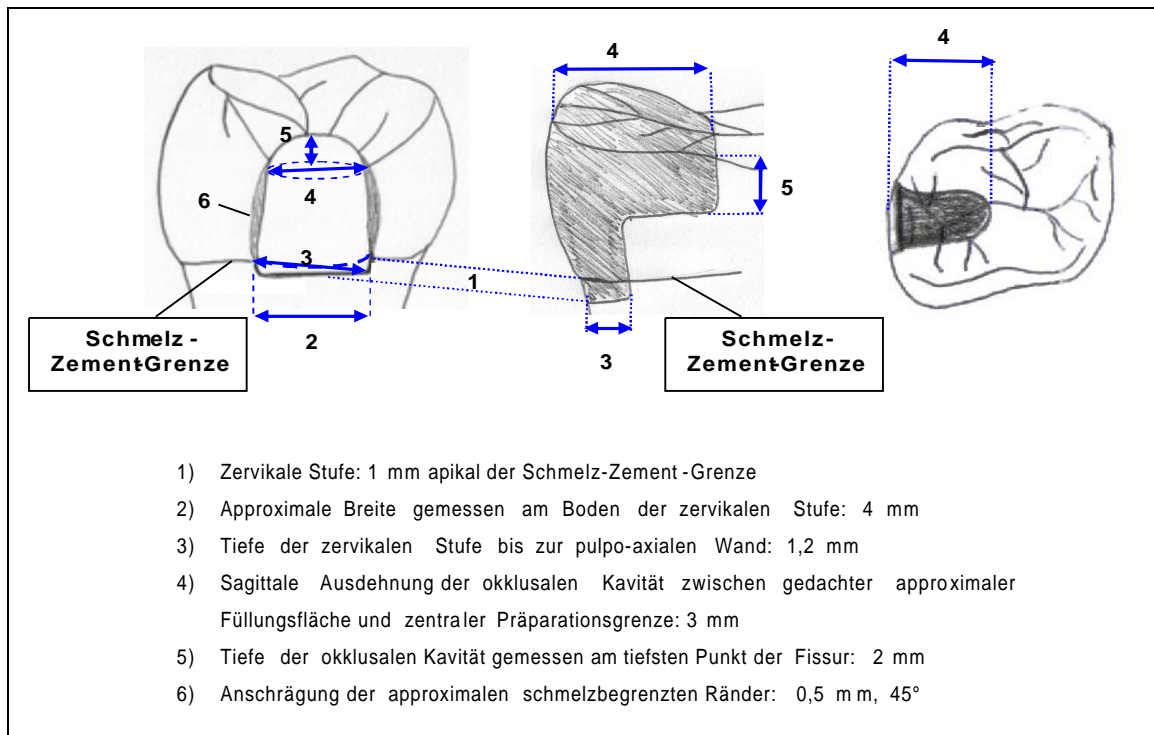


Abbildung 1: Schematische Darstellung der Klasse-II-Kavitäten



### 3.2 Füllungsgestaltung und Ausarbeitung

Die 62 präparierten Molaren wurden randomisiert in sieben Versuchsgruppen aufgeteilt (Tabelle 1). Auf die Montage der präparierten Zähne in einer Zahnreihe und auf das Anlegen einer Matrize wurde verzichtet. Die Applikation und Polymerisation der Haftvermittler entsprach exakt den Herstellerangaben (siehe Anhang, Tabelle 3). Die Aushärtung der Adhäsiv-Systeme erfolgte ausschließlich von okklusal mit der Polymerisationslampe Astralis® 7 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

*Tabelle 1: Auflistung der Versuchsgruppen, einschließlich der jeweils verwendeten Adhäsive und Komposite*

<b>Gruppe</b>	<b>Haftvermittler</b>	<b>Komposit</b>	<b>Anzahl</b>
SE/E	<i>Clearfil SE Bond (SE)</i> (Kuraray, Sakazu, Japan)	Tetric Evo Ceram (E) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	n=10
SE/A	<i>Clearfil SE Bond (SE)</i> (Kuraray, Sakazu, Japan)	<i>Clearfil AP-X (A)</i> (Kuraray, Sakazu, Japan)	n=10
Pr/A	<i>Clearfil PROTECT Bond (Pr)</i> (Kuraray, Sakazu, Japan)	<i>Clearfil AP-X (A)</i> (Kuraray, Sakazu, Japan)	n=10
S3/A	<i>Experimentelles All-in-one Adhäsiv S3 Bond (S3)</i> (Kuraray, Sakazu, Japan)	<i>Clearfil AP-X (A)</i> (Kuraray, Sakazu, Japan)	n=8
1C/E	<i>One Coat SE Bond (1C)</i> (Coltène Whaledent®, Altstätten, Schweiz)	Tetric Evo Ceram (E) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	n=8
Ad/C	<i>AdheSE (Ad)</i> (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Tetric Ceram (C) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	n=8
Ad/E	<i>AdheSE (Ad)</i> (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Tetric Evo Ceram (E) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	n=8

Die Füllungsmaterialien wurden in Inkrementtechnik appliziert (Abbildung 2). Am zervikalen Kavitätenboden wurde eine waagerechte Kompositschicht von einem Millimeter appliziert. Die weiteren Inkremente wurden keilförmig mit maximal zwei Millimeter Schichtdicke eingebracht. Jede Kompositschicht wurde von okklusal mit der oben erwähnten Polymerisationslampe 40 Sekunden ausgehärtet.

Nach 24-stündiger Lagerung der Zähne in Wasser, wurden die Restaurationen mit gelb beringten Finierdiamanten (Komet) und flexiblen Scheiben (Soflex Pop-on; 3M, Borken in drei abnehmenden Korngrößen) ausgearbeitet und poliert. Um störende Füllungsüberhänge an den Kavitätenrändern zu vermeiden, wurden die Restaurationsränder mit einem Auflichtmikroskop kontrolliert und gegebenenfalls nachbearbeitet.

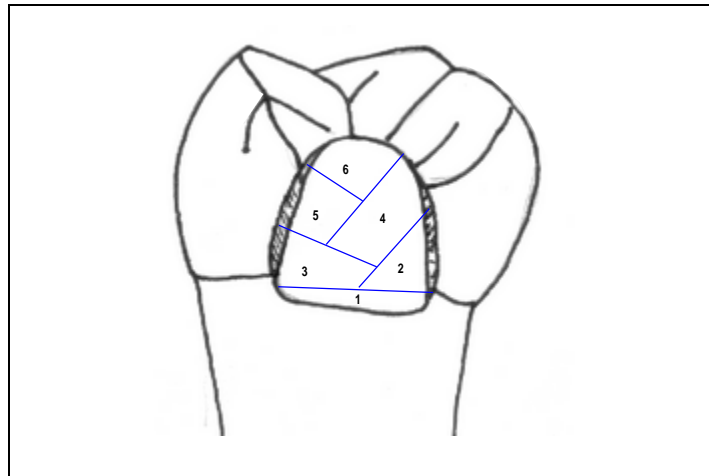


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Inkremente in ihrer Applikationsreihenfolge beim Legen der Kompositfüllungen

### 3.3 Thermische Belastung

Nach dem Legen der Füllungen wurden die restaurierten Zähne für 48 Stunden einer thermischen Wechselbelastung (WILLYTEC THERMOCYCLER V 2.4, WILLYTEC, Gräfelfing) von jeweils 2500 Zyklen unterzogen (Abbildung 3). Die Temperatur im Kaltbad lag bei 5°C, im Warmbad bei 55°C, die Tauchzeiten betrugen jeweils 40 Sekunden, die Abtropfzeiten zehn Sekunden.

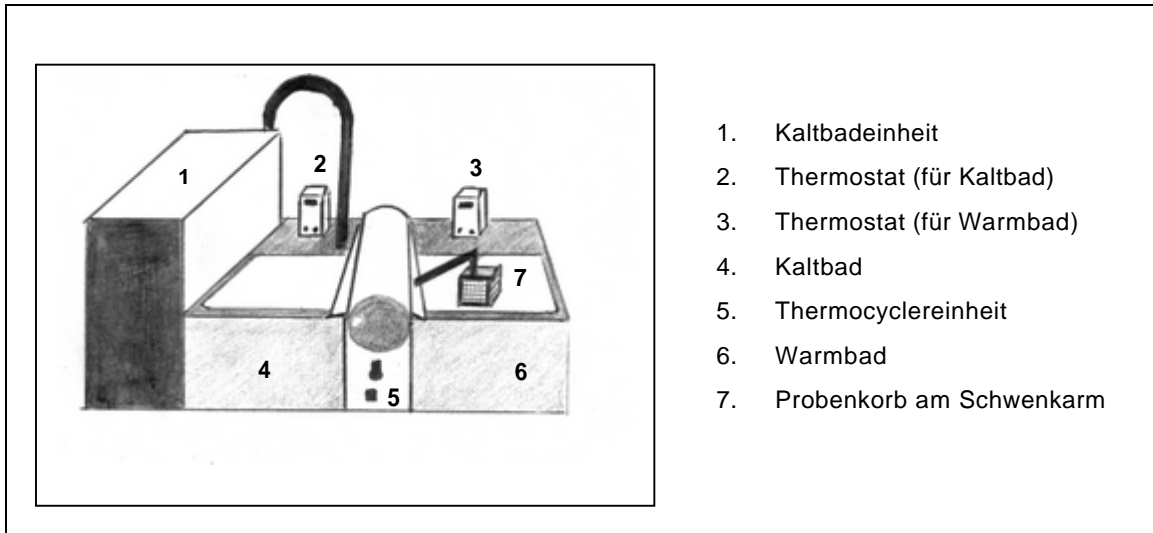


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Thermocyclingeinheit von Wilytec und Haake EK 20

### 3.4 Mechanische Belastung

Um in vivo auftretende okklusale Kaubelastungen zu simulieren, wurden die restaurierten Zähne im Anschluss an die thermische Wechselbelastung zusätzlich einer mechanischen Belastung unterzogen (Abbildung 4). Die Belastung erfolgte mit einer Kraft von 20 Newton bei einer Frequenz von 2,8 Hertz und 200.000 Zyklen. Als Antagonisten dienten menschliche Prämolaren, deren tragende Höcker in die mesiale bzw. distale Grube der Restaurationen auftrafen. Die Antagonisten hatten lediglich auf den okklusalen Restaurationsflächen Kontakt und keine Abstützung auf den Schmelzrändern.



Abbildung 4: Kausimulator

### **3.5 Replikaherstellung zur rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung**

Die approximalen Restaurationsflächen wurden für die rasterelektronenmikroskopische Analyse mit dem additionsvernetzenden Silikon President light body (Coltène Whaledent®, Altstätten, Schweiz) abgeformt. Zur Herstellung der Replikamodelle wurden die Abformungen mit Stycast (Grace; Westerlo, Belgien), einem Epoxidharz, ausgegossen.

Die Abformung und Herstellung der Replikamodelle erfolgte jeweils nach 24-stündiger Wasserlagerung, nach thermischer Wechselbelastung und nach mechanischer Druckbelastung. Die Replikamodelle wurden auf Probeteller (0,5“ Aluminium Specimen Stubs, Agar Scientific Ltd., Stansted, Essex) mit Hilfe eines Spezialklebers (Leit-C nach Göcke, Neubauer Chemikalien, Münster) aufgebracht und mit Platin gesputtert.

### **3.6 Rasterelektronenmikroskopische Analyse der approximalen Füllungsråder**

Die Analyse der marginalen Adaptation anhand der originalgetreuen Replikamodelle erfolgte im Rasterelektronenmikroskop Quanta 200 (REM) (FEI Philips, Eindhoven, Holland). Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Randqualität wurde unter einer 500-fachen Mindestvergrößerung und in Schritten von 100 µm durchgeführt.

Die Auswertung der Füllungsråder erfolgte durch eine Zuordnung der Randqualität nach folgenden Kriterien:

1. *Kontinuierlicher Rand* kontinuierlicher und spaltfreier Übergang zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial (Abbildung 5)
2. *Aufquellung* (Abbildung 6)
3. *Haarriss* Riss, der erst bei einer 1000-fachen Mindestvergrößerung sichtbar wird (Abbildung 7)
4. *Aussprengung* (Abbildung 8)
5. *Randspalt* (Abbildung 8 – Abbildung 10)

Die Restaurationsråder in Schmelz und Dentin wurden getrennt ausgewertet. Ebenfalls erfolgte eine gesonderte Betrachtung der Proben nach den jeweiligen Belastungstests. Der prozentuale Anteil der jeweiligen Randkriterien bezogen auf die Schmelz- bzw. Dentingeesamtlänge wurde für jede Probe ermittelt.

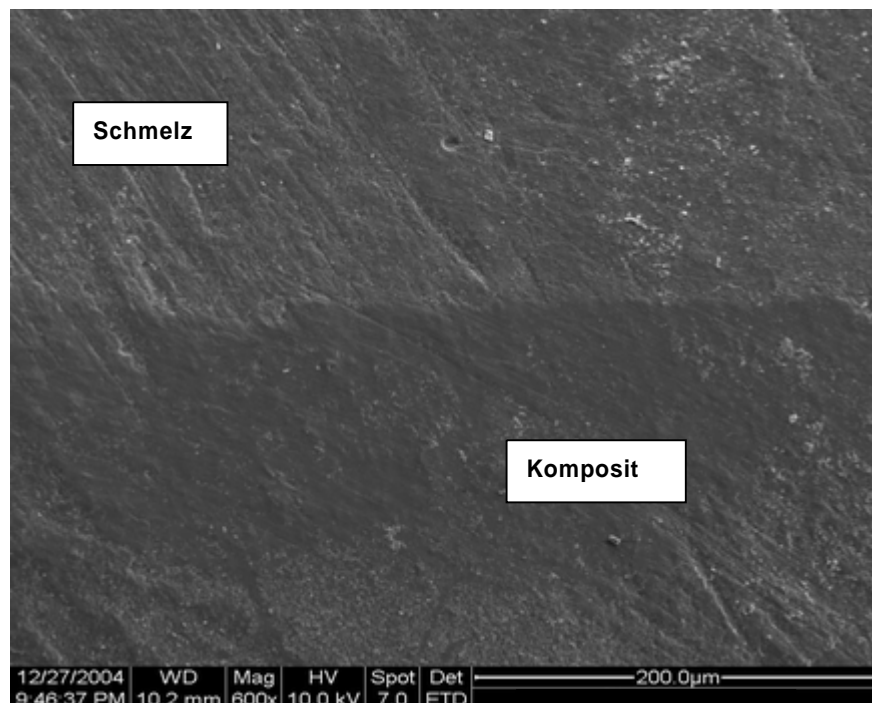


Abbildung 5: Beispiel für das Kriterium kontinuierlicher Rand am schmelzbegrenzten Füllungsrand, hier aus der Gruppe SE/E. REM-Aufnahme bei 600-facher Vergrößerung

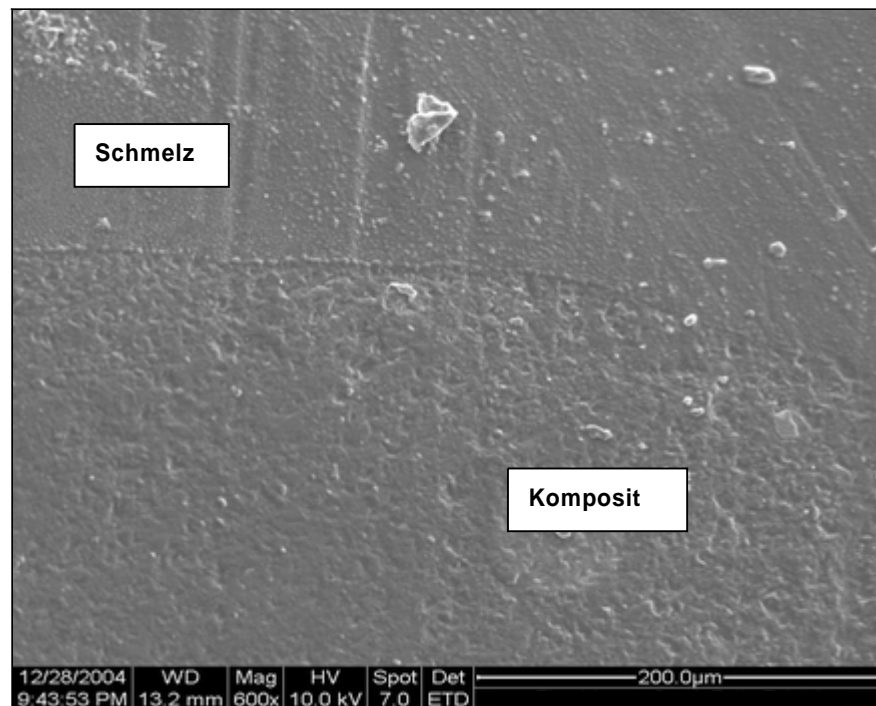


Abbildung 6: Beispiel für das Kriterium Aufquellung am schmelzbegrenzten Füllungsrand, hier aus der Gruppe Pr/A. REM-Aufnahme bei 600-facher Vergrößerung

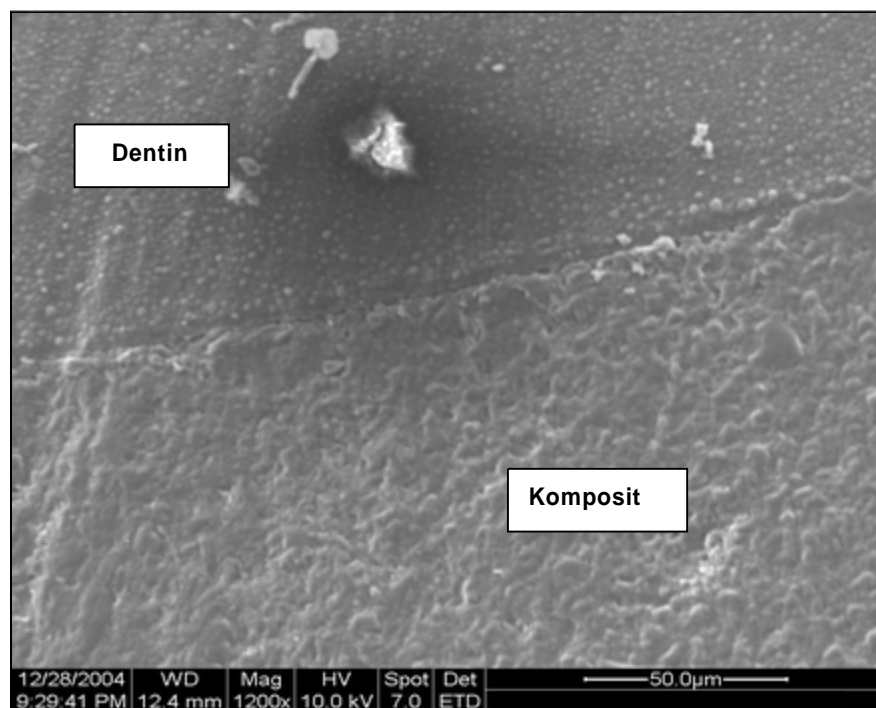


Abbildung 7: Beispiel für das Kriterium Haarriss am dentinbegrenzten Füllungsrand, hier aus der Gruppe Pr/A. REM-Aufnahme bei 1200-facher Vergrößerung

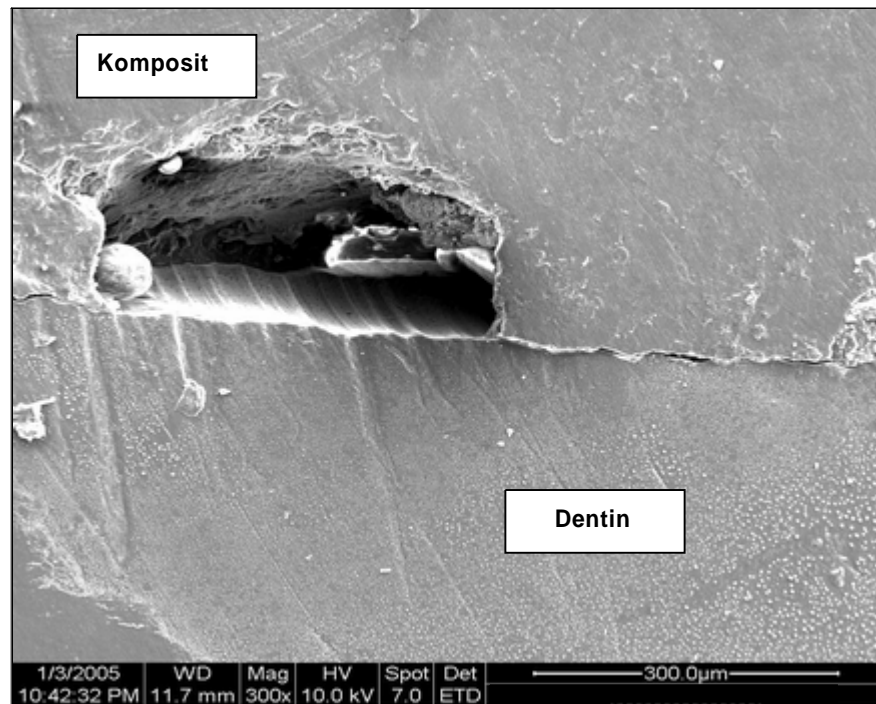


Abbildung 8: Beispiel für das Kriterium Randspalt und Aussprengung am dentinbegrenzten Füllungsrand, hier aus der Gruppe 1C/E. REM-Aufnahme bei 300-facher Vergrößerung

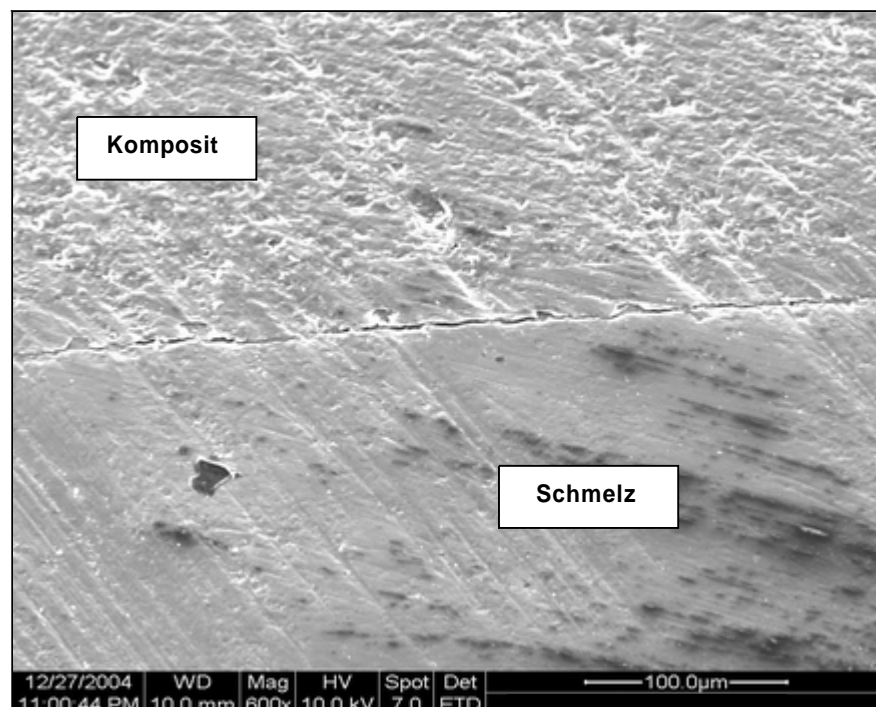


Abbildung 9: Beispiel für das Kriterium Randspalt am schmelzbegrenzten Füllungsrand, hier aus der Gruppe SE/A. REM-Aufnahme bei 600-facher Vergrößerung

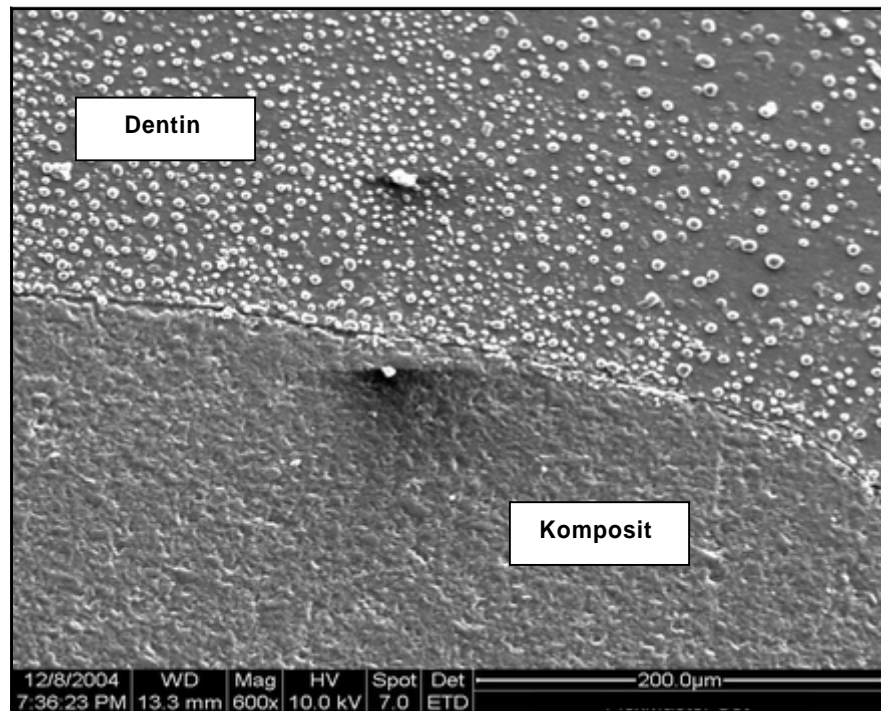


Abbildung 10: Beispiel für das Kriterium Randspalt am dentinbegrenzten Füllungsrand, hier aus der Gruppe Pr/A. REM-Aufnahme bei 600-facher Vergrößerung



### 3.7 Analyse der internen Adaption

Nach den Belastungstests wurde die interne Adaption mit Hilfe des Farbstoffpenetrationstests untersucht. Die Foramina apicalia der restaurierten Zähne wurden mit einem Komposit verschlossen. Die approximalen Zahnwände wurden mit einem handelsüblichen Nagellack versiegelt, wobei die Restaurationsflächen und die Füllungsränder ausgespart wurden. Nachdem die Zähne 24 Stunden in 0,5%-igem Methylenblau gelagert und anschließend gründlich unter fließendem Wasser gespült waren, wurden sie sagittal mit Hilfe einer Säge der Firma Woco® geteilt. Die hierdurch entstandenen Schnittflächen verliefen zentral durch die approximale Füllung (Abbildung 11).

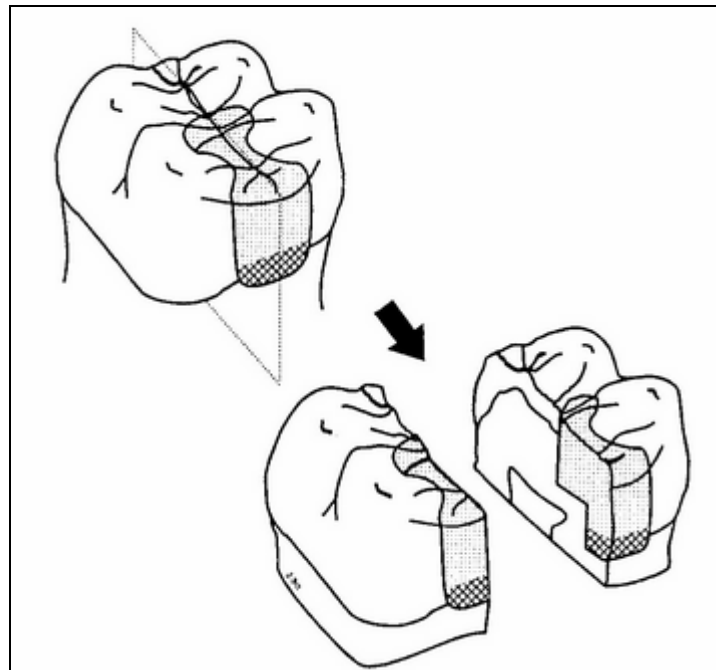


Abbildung 11: schematische Darstellung der sagittalen Teilung der Zähne zur Beurteilung der Farbpenetrationstiefe (Kahl 2002)

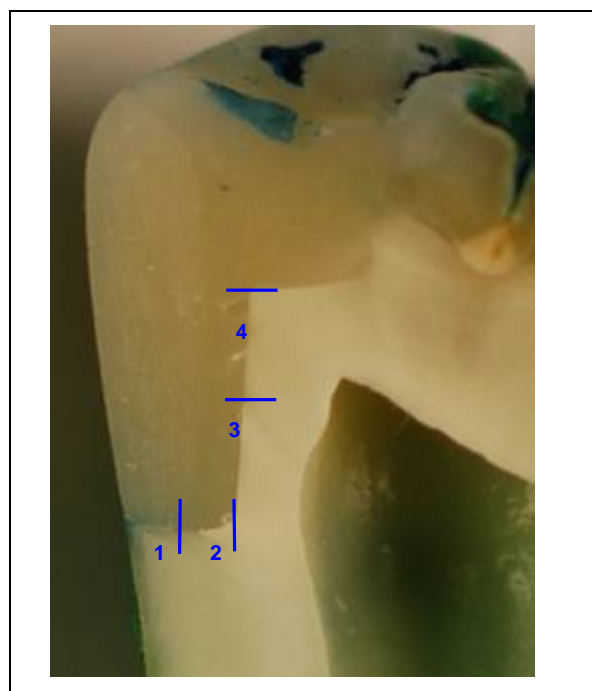
## Material und Methode

Die Penetrationstiefe wurde an beiden Zahnhälften mit einer Digitalkamera (Nikon D 100) mit Makroobjektiv (AF Micro-Nikkor 105 mm 1:2,80) dokumentiert.

An den vergrößerten Abbildungen der Schnittflächen konnte die Tiefe der Farbstoffpenetration ermittelt werden (Bildbeispiele siehe Anhang). Abhängig von der Penetrationstiefe erfolgte eine Einteilung in Grad Null bis Grad Vier (Tabelle 2, Abbildung 12).

*Tabelle 2: Definition der Gradeinteilung zur Beurteilung des Farbstoffpenetrationsverlaufs*

Grad 0	farbdichter Verbund zwischen Kompositmaterial und Dentin
Grad 1	Penetration von Farbstoff bis maximal zur Hälfte der zerviko-approximalen Stufe
Grad 2	Penetration von Farbstoff entlang der gesamten zerviko-approximalen Stufe
Grad 3	Penetration von Farbstoff bis maximal zur Hälfte der axialen Kavitätenwand
Grad 4	Penetration von Farbstoff entlang der gesamten axialen Kavitätenwand



*Abbildung 12: Kompositfüllung mit den Gradeinteilungen für die Bewertung der Farbpenetration (hier beispielhaft Grad I)*

### 3.8 Statistik

In der statistischen Analyse wurde die prozentuale Häufigkeit der einzelnen Randkriterien innerhalb der jeweiligen Versuchsgruppen nach den einzelnen Belastungstests und zwischen den einzelnen Gruppen verglichen. Dazu wurden die Testverfahren nach Kruskal-Wallis (H-Test) und nach Mann-Whitney (U-Test) herangezogen. Das Signifikanzniveau lag jeweils bei  $p < 0,05$ . Zum Vergleich der Ergebnisse der Randauswertungen an den Schmelz- und Dentinrändern wurde innerhalb der einzelnen Versuchsgruppen der Wilcoxon-Test verwendet. Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe von SPSS for Windows 12.0 (SPSS, Inc. Chicago, Illinois, USA).

## 4. Ergebnisse

### 4.1 REM-Analyse der approximalen Füllungsråder in der Übersicht

Im folgenden Kapitel wird die quantitative Füllungsrandanalyse bezogen auf die einzelnen Randkriterien aller getesteten Materialkombinationen graphisch dargestellt. Hierbei wurde in den Abbildungen 13 bis 18 die prozentuale Veränderung der Randkriterien gesondert nach den jeweiligen Belastungstests sowohl an den schmelzbegrenzten Füllungsrådern als auch an den dentinbegrenzten Füllungsrådern graphisch dargestellt.

#### 4.1.1 Analyse der approximalen schmelzbegrenzten Füllungsråder

Die gestapelten Säulendiagramme in den Abbildungen 13 bis 15 zeigen das Randschlussverhalten der im Schmelz liegenden Füllungsråder in den untersuchten Gruppen nach 24 Stunden Wasserlagerung (Abbildung 13), nach Thermocycling (Abbildung 14) und nach Kausimulation (Abbildung 15).

Bei dem statistischen mehrfachen Vergleich der Gruppen untereinander galt ein Signifikanz-Niveau von  $p=0,002$ . Das Signifikanz-Niveau bei dem Mehrfachvergleich der Füllungen nach 24 Stunden Wasserlagerung, nach thermischer und mechanischer Belastung betrug  $p=0,017$ .

Nach 24-stündiger Wasserlagerung wiesen alle Gruppen eine über 89,5% dichte Randadaptation entlang der schmelzbegrenzten Füllungsråder auf. Die Gruppe SE/E zeigte mit 99,4% spaltfreien Ränder die beste marginale Adaptation, die sich jedoch nicht signifikant von den anderen Gruppen unterschied.

Infolge der thermischen und mechanischen Belastung verringerten sich die Anteile an kontinuierlichen Ränder in allen Gruppen signifikant ( $p\leq 0,001$ ). Nach thermischer Wechselbelastung wurden in den Gruppen SE/E, SE/A und Pr/A signifikant höhere Anteile an kontinuierlichen Ränder nachgewiesen als in der Gruppe 1C/E (alle  $p\leq 0,001$ ).

Durch die mechanische Belastung reduzierte sich der prozentuale Wert für das Kriterium „kontinuierlicher Rand“ in der Gruppe 1C/E signifikant im Vergleich zu den Gruppen SE/E, SE/A, Pr/A (alle  $p \leq 0,001$ ) und S3/A ( $p = 0,002$ ). In der Gruppe Ad/E konnte eine hochsignifikante Abnahme der kontinuierlichen Ränder nachgewiesen werden als in den Gruppen SE/A und Pr/A (alle  $p \leq 0,001$ ). Die thermische Wechselbelastung führte in allen Gruppen (mit Ausnahme von Pr/A) zu einer signifikanten Abnahme der Anteile an kontinuierlichen Rändern ( $p < 0,001$ ). Im Rahmen der mechanischen Belastung waren diese Veränderungen nur noch gering.

Nach Wasserlagerung konnte hinsichtlich des Kriteriums „Aussprengung“ kein signifikanter Einfluss der verwendeten Kunststoffe oder der Adhäsive nachgewiesen werden. Ein signifikanter Einfluss des verwendeten Komposites hinsichtlich des vermehrten Auftretens von Aussprengungen war jedoch nach thermischer ( $p = 0,024$ ) und mechanischer ( $p = 0,021$ ) Belastung feststellbar.

In den Gruppen, in denen das Adhäsiv in Kombination mit dem Komposit Tetric Evo Ceram (E) verarbeitet wurde, waren gehäuft Anteile an Aussprengungen zu beobachten. Die Gruppe Ad/E wies nach thermischer Belastung (2,5%) und nach mechanischer Belastung (4,6%) den höchsten Wert an Aussprengung auf.

In Bezug auf das Kriterium „Quellung“ konnten an den schmelzbegrenzten Restaurationsrändern keine signifikanten Unterschiede innerhalb der Gruppen und nach den jeweiligen Belastungstests festgestellt werden.

In den Gruppen S3/A, 1C/E, Ad/C und Ad/E zeigten sich nach 24-stündiger Wasserlagerung geringe Anteile an Haarrissen (unter 2,5%), die jedoch nicht signifikant waren. In Folge der thermischen Belastung kam es – mit Ausnahme der Gruppe Ad/C – in allen Gruppen zu einem verstärkten Auftreten von Haarrissen. In der Gruppe Ad/E wurde mit 15% der höchste Anteil hierfür nachgewiesen. Im Rahmen der okklusalen Druckbelastung verringerte sich der prozentuale Anteil an Haarrissen während sich der Anteil an Randspalten erhöhte.

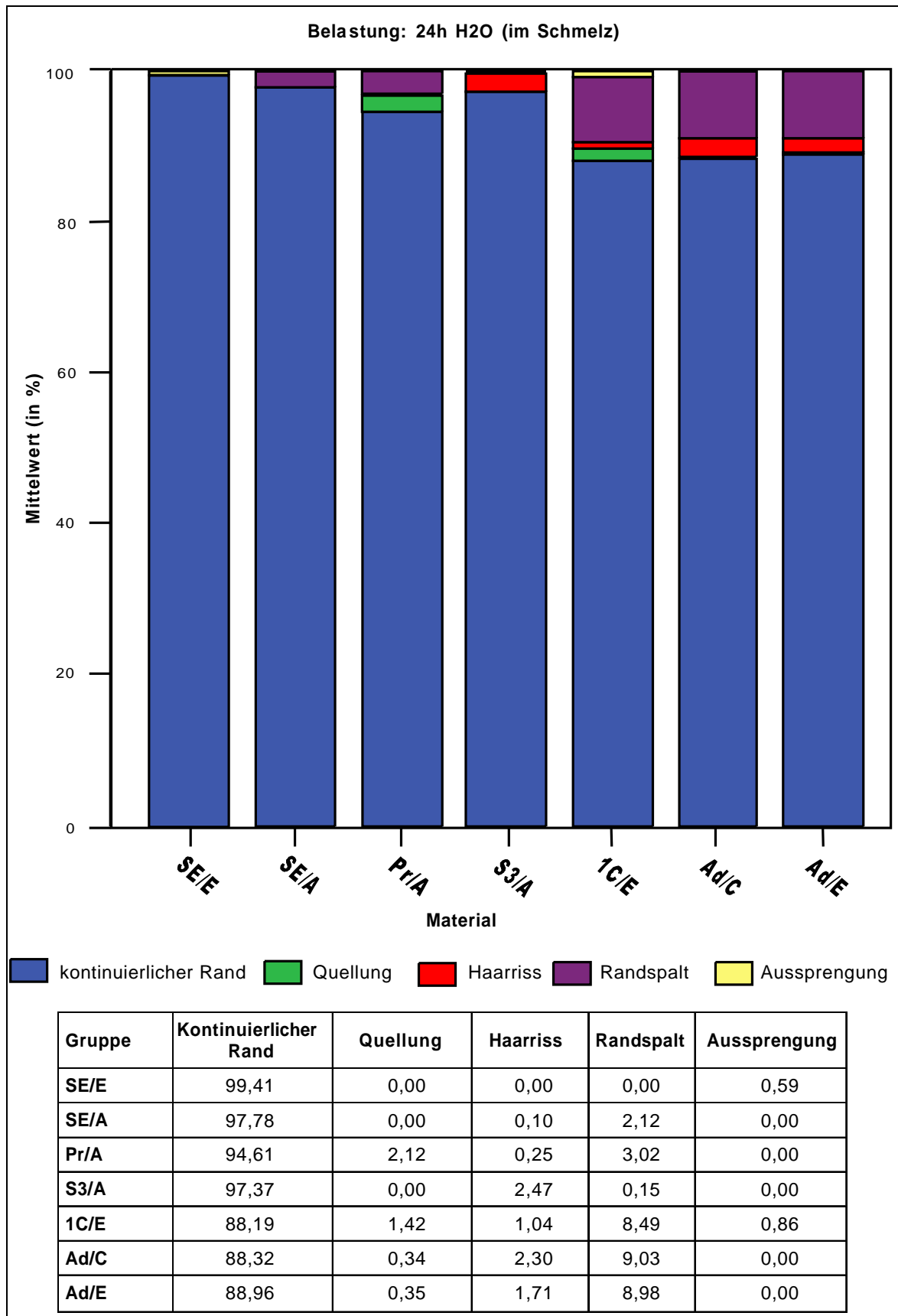


Abbildung 13: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Randkriterien in allen 7 Gruppen nach 24-Stunden Wasserlagerung (24h H2O) an den schmelzbegrenzten Füllungsändern

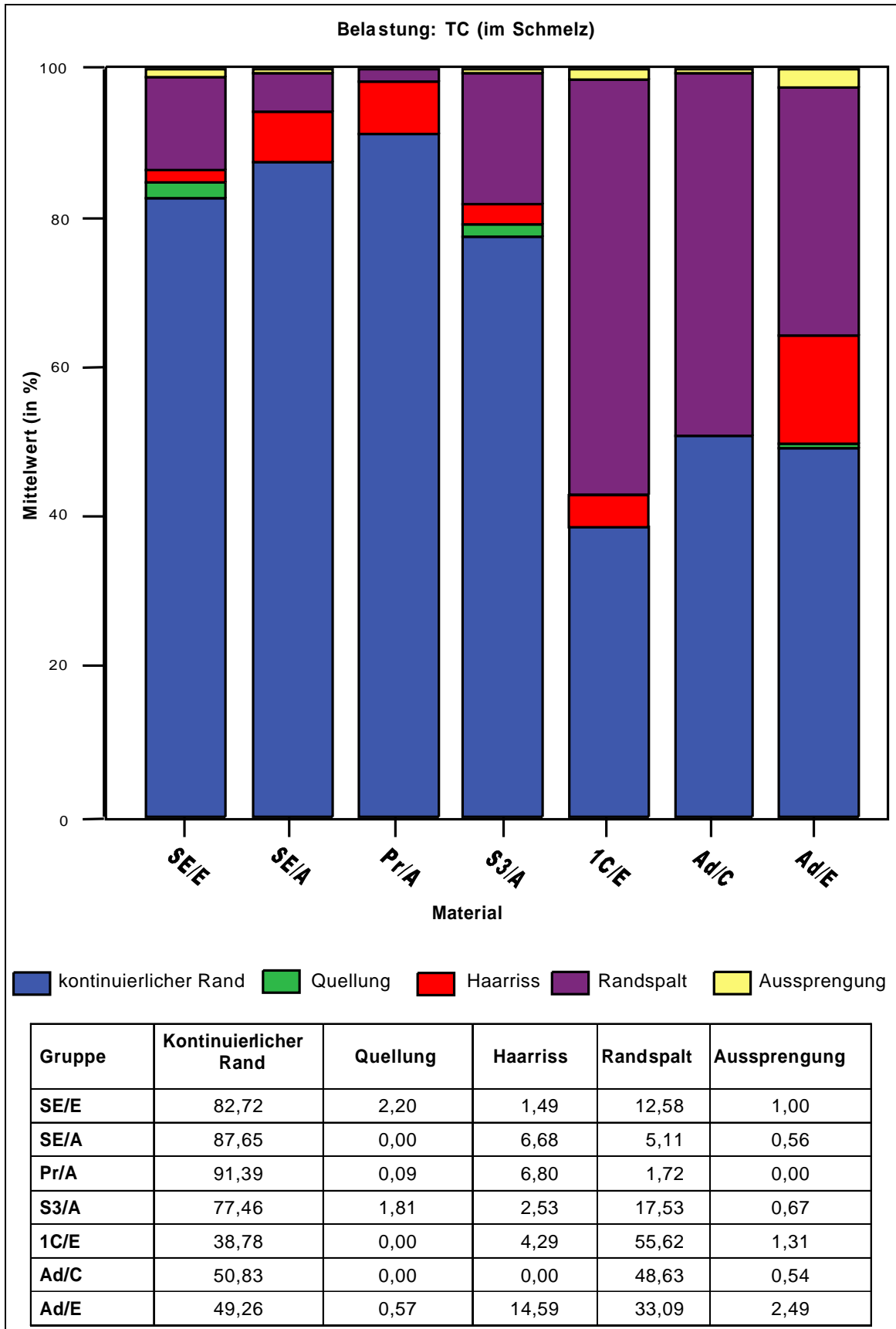


Abbildung 14: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Randkriterien in allen 7 Gruppen nach thermischer Belastung (TC) an den schmelzbegrenzten Füllungsrandern

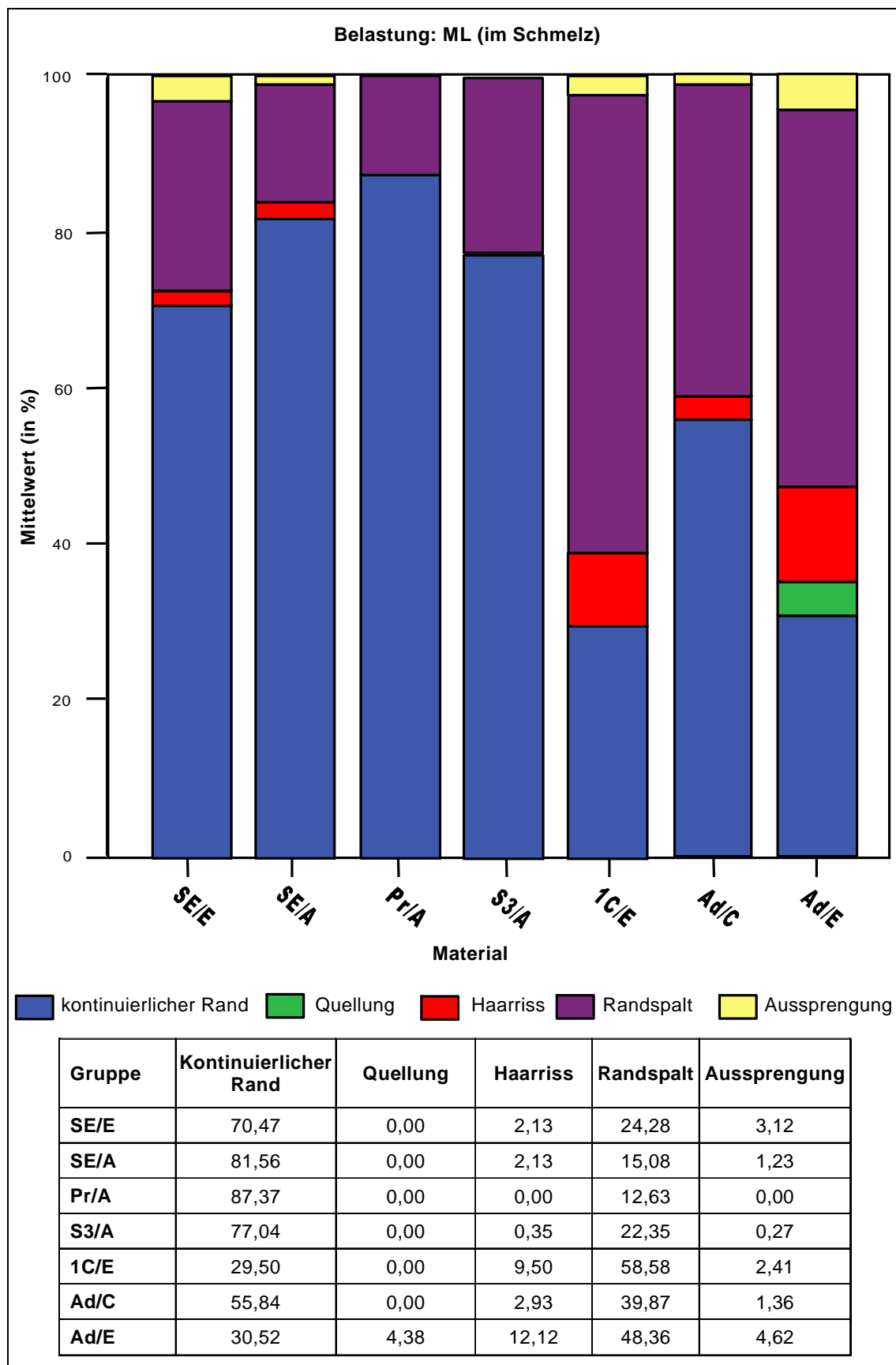


Abbildung 15: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Randkriterien in allen 7 Gruppen nach mechanischer Belastung (ML) an den schmelzbegrenzten Füllungsrandern



### 4.1.2 Analyse der approximalen dentinbegrenzten Füllungsråder

Die gestapelten Säulendiagramme in den Abbildungen 16 bis 18 zeigen das Randschlussverhalten der im Dentin liegenden Füllungsråder in den untersuchten Gruppen nach 24 Stunden Wasserlagerung (Abbildung 16), nach Thermocycling (Abbildung 17) und nach Kausimulation (Abbildung 18).

Bereits die Wasserlagerung hatte einen signifikanten Einfluss auf die Verschlechterung der Randadaptation an den dentinbegrenzten Füllungsrådern ( $p < 0,04$ ). In der Gruppe Ad/E wurde der höchste Anteil an kontinuierlichen Rändern (94,4%) nachgewiesen, der sich jedoch nicht signifikant von den anderen Gruppen unterschied. In Folge der thermischen und mechanischen Belastungstests verschlechterte sich in allen Gruppen die Randqualität. Durch die thermische Wechselbelastung sanken die Anteile an kontinuierlichen Rändern unter 55,7%. Eine Ausnahme bildete die Gruppe S3/A (71,1%). Die mechanische Belastung führte - mit Ausnahme der Gruppe S3/A (57,6 %) – zu einer weiteren Verringerung der Randständigkeit an den dentinbegrenzten Füllungsrådern. Die Werte lagen unter 48,1%.

Nach Wasserlagerung konnte kein signifikanter Einfluss des verwendeten Kompositmaterials bzw. Adhäsivs in Bezug auf das Kriterium „Aussprengung“ nachgewiesen werden. Im Rahmen der thermischen Belastung zeigte sich hingegen ein signifikanter Einfluss des verwendeten Adhäsivs ( $p = 0,036$ ) - vor allem in den Gruppen 1C/E (3,6%) und Ad/E (3,3%). In Folge der mechanischen Belastung konnte ein signifikanter Einfluss durch die Auswahl des Komposites nachgewiesen werden ( $p = 0,043$ ). Der höchste Wert an Aussprengungen wurde in der Gruppe Ad/E gemessen (13,5%). Die ermittelten Daten zeigten, dass bei einer Kombination des Adhäsivs AdheSE (Ad) und des Komposits Tetric Evo Ceram (E) weitaus mehr Aussprengungen nach den thermo-mechanischen Belastungstests zu verzeichnen waren als bei den anderen getesteten Materialkombinationen.

Die Anteile an Quellungen betrugen nach Wasserlagerung in den Gruppen Pr/A 6,1%, S3/A 1,1%, 1C/E 12,9% und Ad/C 2,8%. Die prozentualen Mittelwerte dieser Gruppen unterschieden sich jedoch nicht signifikant voneinander. Im Zusammenhang mit dem verwendeten Adhäsiv konnte nach Wasserlagerung ein signifikanter Einfluss auf das Vorhandensein von Quellung beobachtet werden ( $p = 0,006$ ).

## **Ergebnisse**

---

In allen Gruppen und nach den jeweiligen Belastungstests konnten geringe Anteile an Haarrissen beobachtet werden.

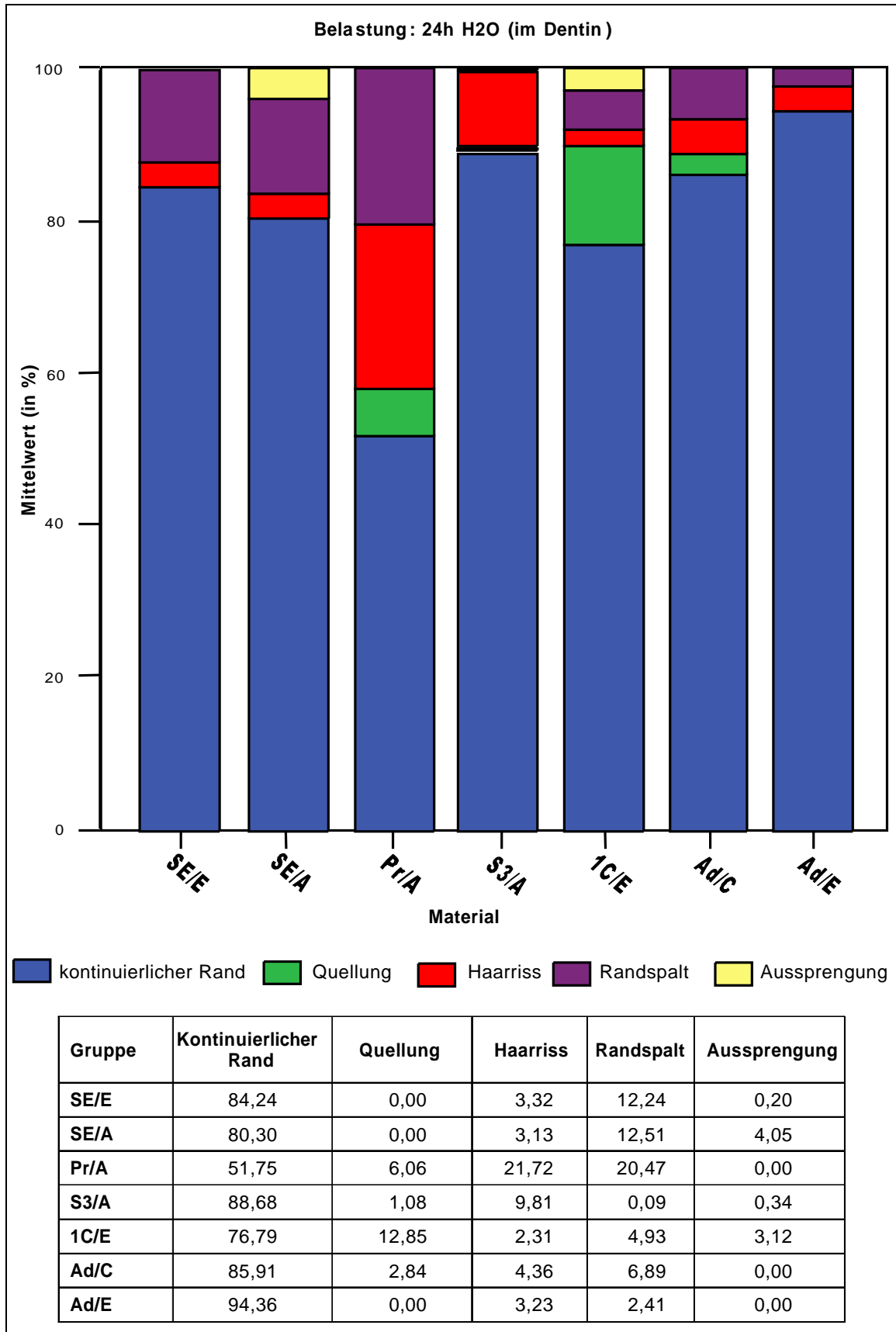


Abbildung 16: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Randkriterien in allen 7 Gruppen nach 24 Stunden Wasserlagerung (24h H2O) an den dentinbegrenzten Füllungsändern

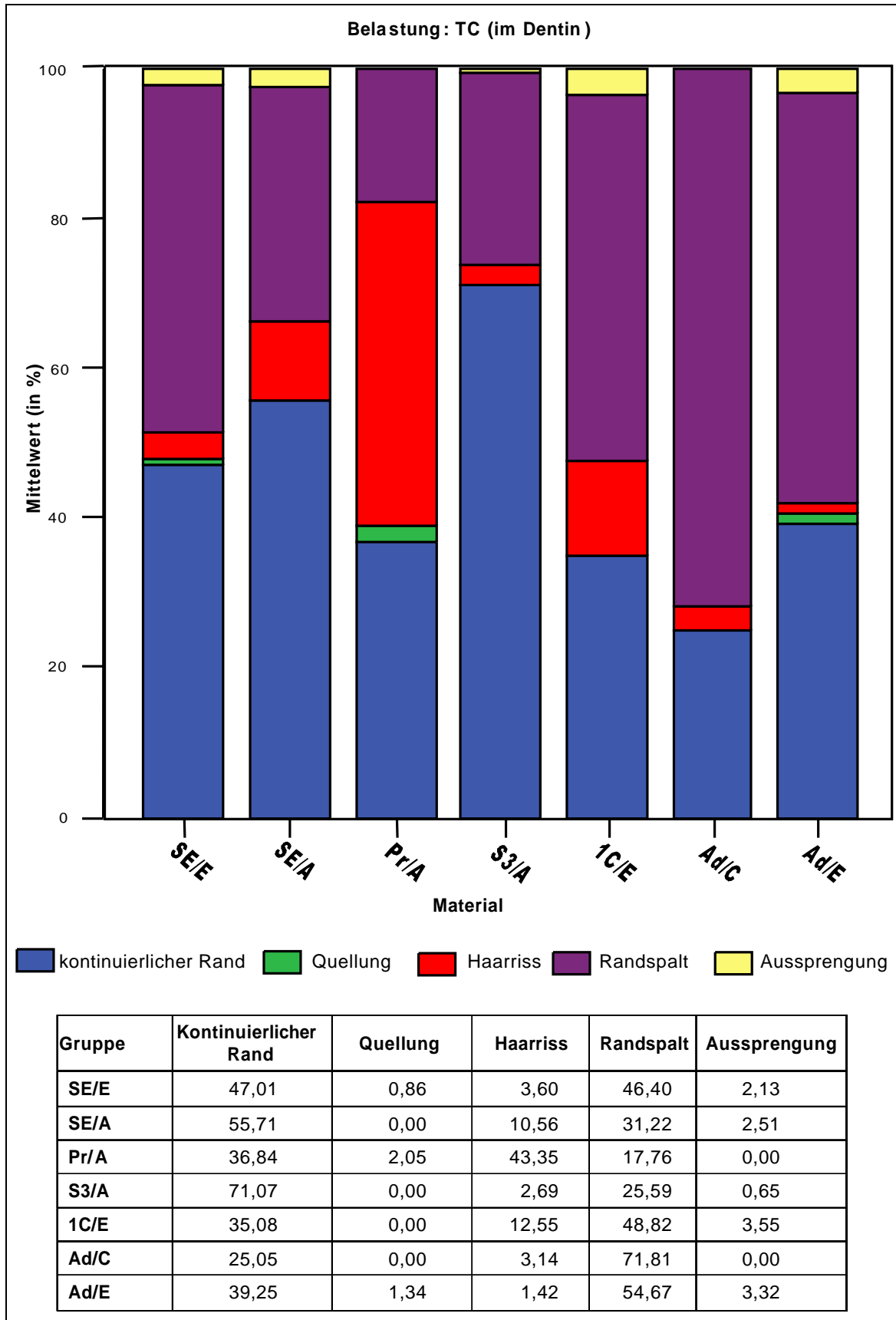


Abbildung 17: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Randkriterien in allen 7 Gruppen nach thermischer Belastung (TC) an den dentinbegrenzten Füllungsändern

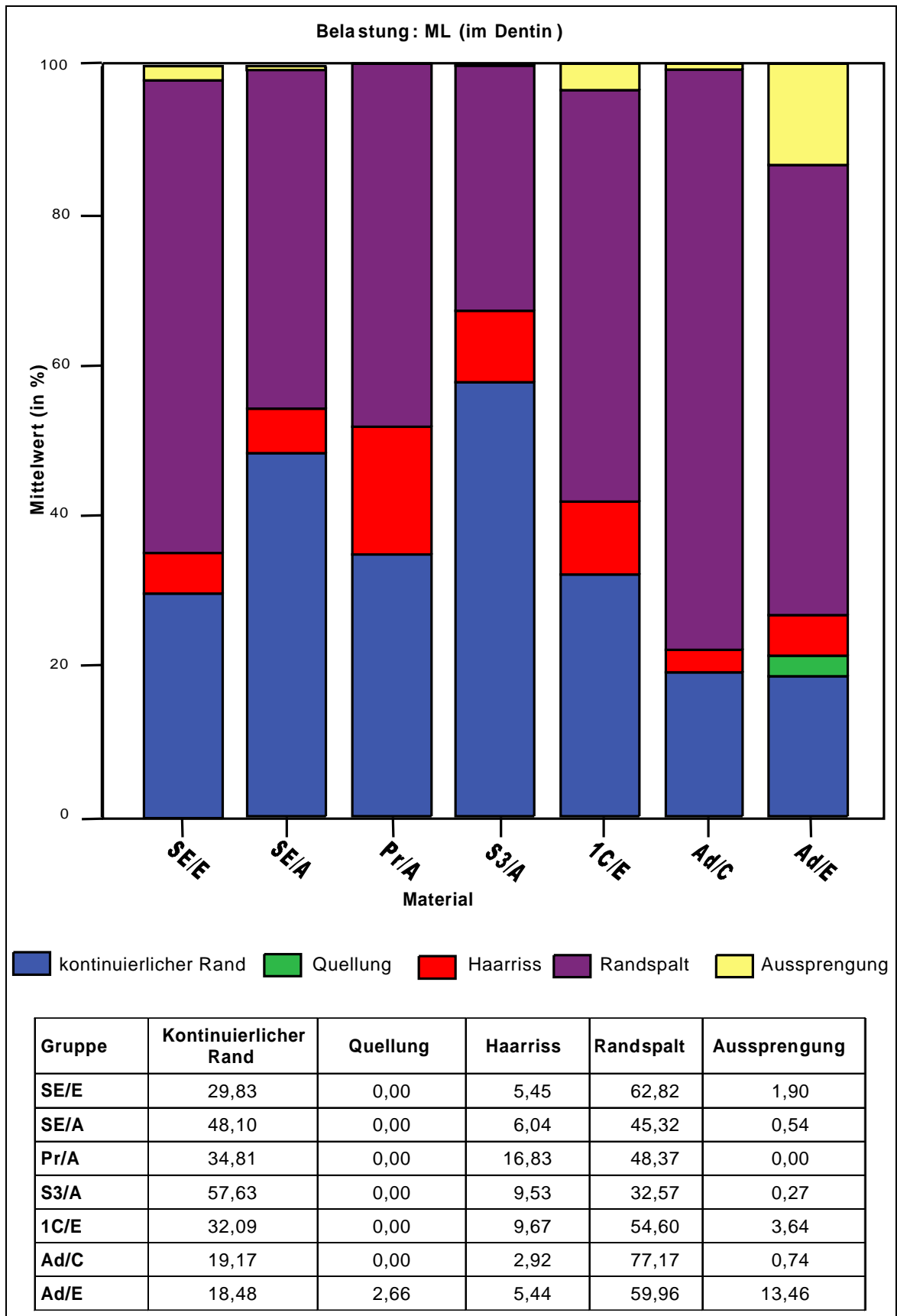


Abbildung 18: Prozentuale Verteilung der unterschiedlichen Randkriterien in allen 7 Gruppen nach mechanischer Belastung (ML) an den dentinbegrenzten Füllungsrandern

### **4.2 Analyse der marginalen Adaptation in den einzelnen Gruppen**

Gegenstand des folgenden Kapitels ist die Analyse der marginalen Adaptation für die einzelnen Materialkombinationen nach den jeweiligen Belastungstests. Die Randschlussqualität entlang der schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsråder wurde anhand des Kriteriums „Kontinuitätsunterbrechung“ beurteilt. Der Überbegriff „Kontinuitätsunterbrechung“ wurde definiert als Summe der Kriterien „Randspalt“, „Haarriss“ und „Aussprengung“.

#### **4.2.1 Clearfil SE Bond mit Tetric Evo Ceram (SE/E)**

In der Abbildung 19 wurden die Ergebnisse der Füllungsrandanalyse für die schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsråder der Gruppe SE/E in Form eines Boxplot-Diagrammes graphisch dargestellt.

Entlang der gesamten untersuchten schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsråder zeigte die Gruppe SE/E nach Wasserlagerung im Median einen sehr guten marginal dichten Verbund.

Im Zuge der thermischen ( $p < 0,07$ ) und mechanischen Belastung ( $p < 0,022$ ) erhöhte sich der Median an Kontinuitätsunterbrechungen signifikant stärker an den dentinbegrenzten Füllungsråder als in den Schmelzbereichen.

An den schmelzbegrenzten Füllungsråder stieg nach thermischer Belastung der Anteil an Kontinuitätsunterbrechungen signifikant auf einen Medianwert von 10% ( $p = 0,033$ ). Entlang der im Dentin gelegenen Füllungsråder zeigte sich nach dieser Belastung ein signifikanter Anstieg auf 48,7% ( $p = 0,007$ ).

Im Rahmen der mechanischen Belastung konnte sowohl an den schmelzbegrenzten Kavitätenråder (Median 30,8%) als auch an den dentinbegrenzten Füllungsråder (Median 83,5%) eine weitere Verschlechterung der Randadaptation verzeichnet werden. Das Auftreten der Kontinuitätsunterbrechungen nach mechanischer Belastung wurde signifikant häufiger gemessen ( $p < 0,009$ ) als nach Wasserlagerung.

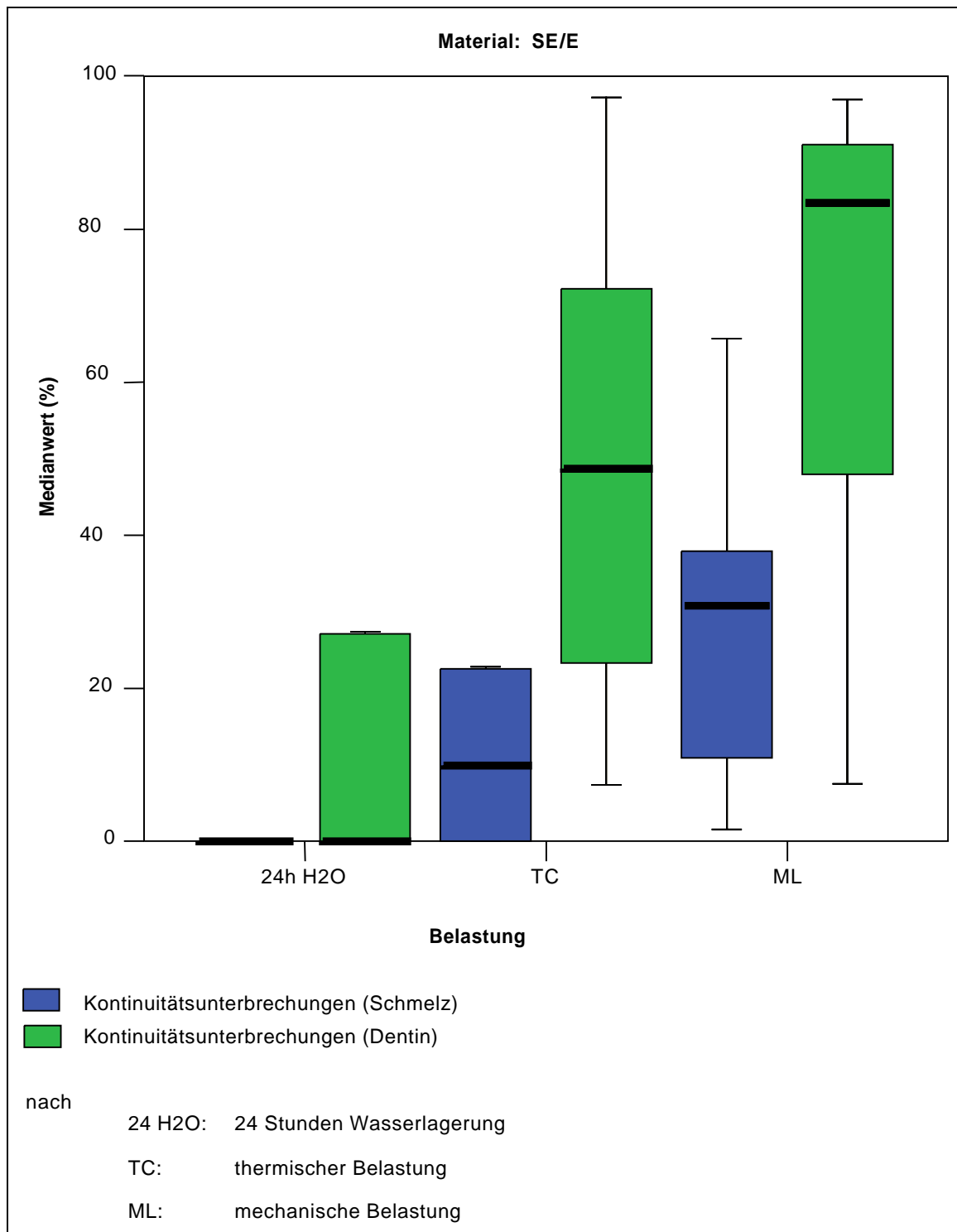


Abbildung 19: Boxplot-Diagramme (Mediane, 1. und 3. Quartile) der prozentualen Anteile des Kriteriums „Kontinuitätsunterbrechung“ an den schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsrändern in der Gruppe SE/E

### 4.2.2 Clearfil SE Bond mit Clearfil AP-X (SE/A)

In der Abbildung 20 wurden die Ergebnisse der Füllungsrandanalyse für die schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsränder der Gruppe SE/A in Form eines Boxplot-Diagrammes graphisch dargestellt.

Die Gruppe SE/A zeigte nach Wasserlagerung an den im Schmelz gelegenen Füllungsrandern eine sehr gute Randadaptation (0% Kontinuitätsunterbrechungen). Entlang der dentinbegrenzten Kavitätenränder wies der Median für Kontinuitätsunterbrechungen zu Beginn einen Wert von 17% auf.

In Folge der thermischen Belastung wurde eine nicht signifikante Erhöhung des Medians für Kontinuitätsunterbrechung sowohl an den schmelzbegrenzten (2,8%) als auch in den dentinbegrenzten Füllungsrandern (30,6%) verzeichnet.

Durch die mechanische Belastung stieg der Anteil an Kontinuitätsunterbrechung sowohl in den Schmelzbereichen (Median 15,4%) als auch in den Dentinbereichen (Median 49%) - verglichen mit den Werten nach Wasserlagerung – signifikant an ( $p=0,009$ ).

Nach allen Belastungstests wiesen die Füllungsränder im Dentinbereich eine signifikant schlechtere marginale Adaptation auf als die Füllungsränder in den Schmelzbereichen ( $p \leq 0,017$ ).



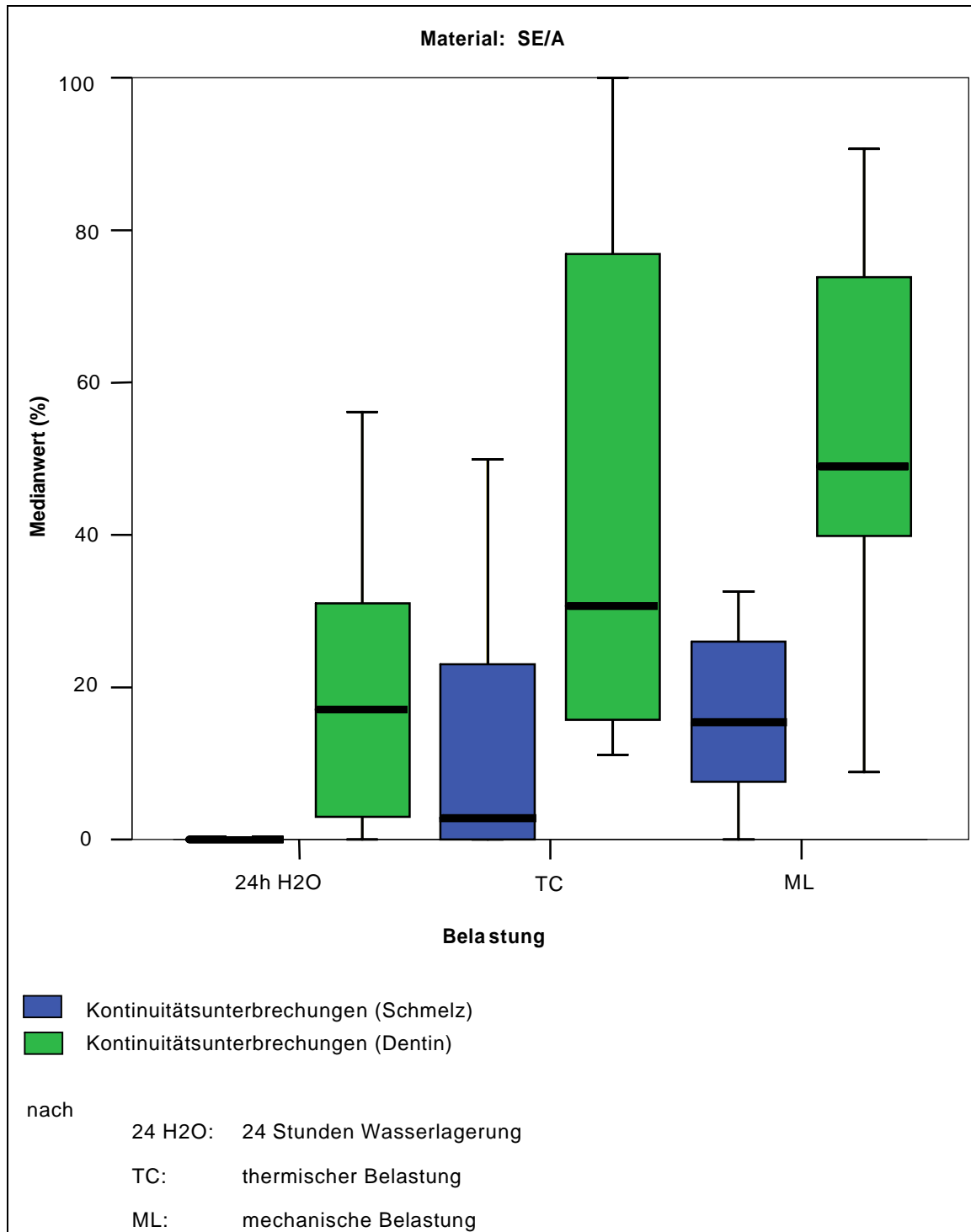


Abbildung 20: Boxplot-Diagramme (Mediane, 1. und 3. Quartile) der prozentualen Anteile des Kriteriums „Kontinuitätsunterbrechung“ an den schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsrändern in der Gruppe SE/A

### 4.2.3 Clearfil Protect Bond mit Clearfil AP-X (Pr/A)

In der Abbildung 21 wurden die Ergebnisse der Füllungsrandanalyse für die schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsränder der Gruppe Pr/A in Form eines Boxplot-Diagrammes graphisch dargestellt.

Im Rahmen des jeweiligen Belastungstests konnte an den schmelzbegrenzten Füllungsändern nur eine geringe Zunahme an Kontinuitätsunterbrechungen festgestellt werden, die sich nicht signifikant voneinander unterschieden.

An den dentinbegrenzten Füllungsändern wurde bereits nach Wasserlagerung ein hoher Anteil an Kontinuitätsunterbrechungen (44,8%) gemessen. In Folge der thermo-mechanischen Belastungstests erhöhte sich der Median an Kontinuitätsunterbrechungen nicht signifikant (71,5%).

Nach allen Belastungstests wiesen die Füllungsänder im Dentinbereich eine signifikant schlechtere marginale Adaptation auf als an den schmelzbegrenzten Füllungsändern ( $p \leq 0,005$ ).

An den dentinbegrenzten Füllungsändern war innerhalb der Belastungstests eine breite Streuung der Ergebnisse feststellbar.

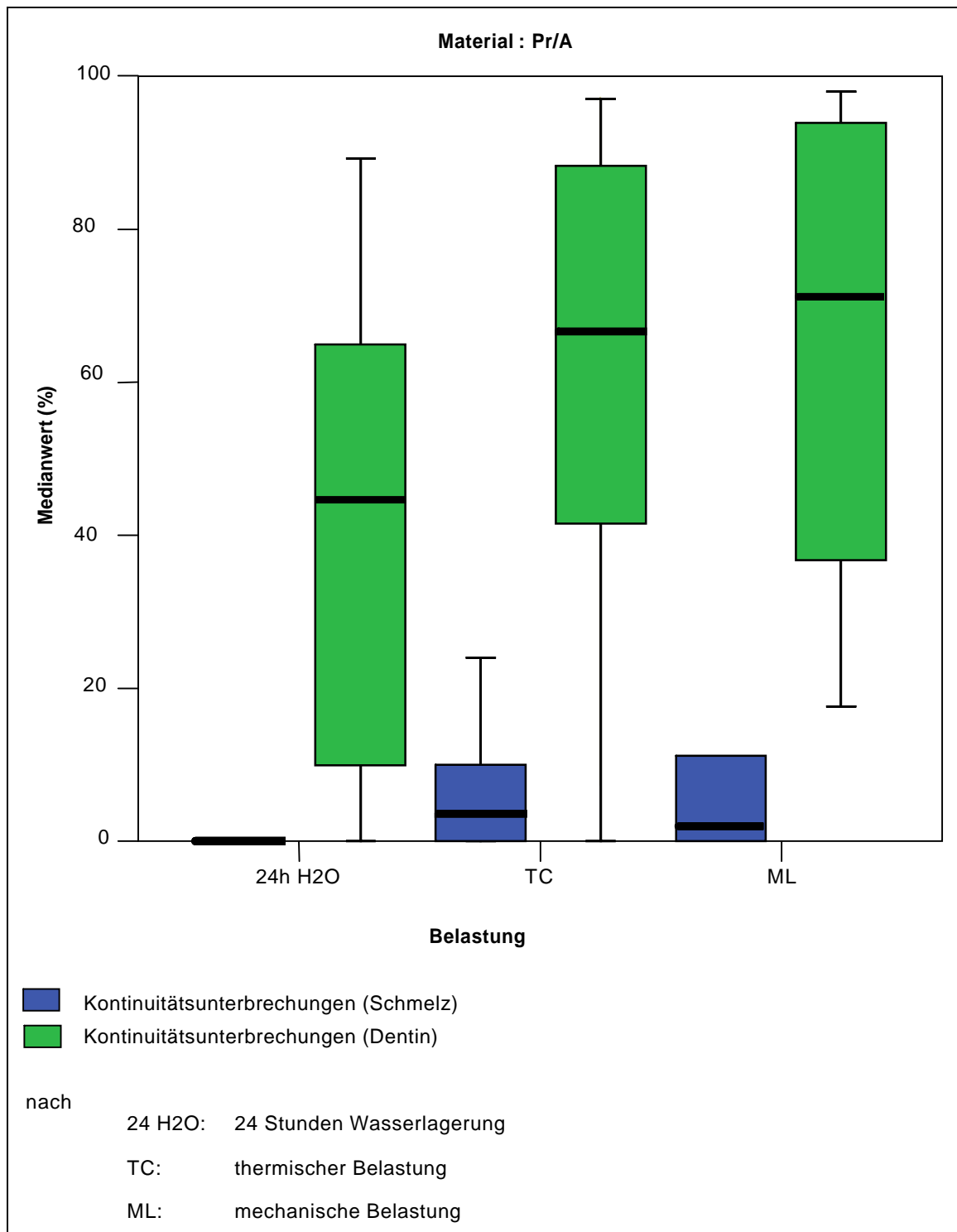


Abbildung 21: Boxplot-Diagramme (Mediane, 1. und 3. Quartile) der prozentualen Anteile des Kriteriums „Kontinuitätsunterbrechung“ an den schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsrändern in der Gruppe Pr/A

### 4.2.4 S3 Bond mit Clearfil AP-X (S3/A)

In der Abbildung 22 wurden die Ergebnisse der Füllungsrandanalyse für die schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsränder der Gruppe S3/A in Form eines Boxplot-Diagrammes graphisch dargestellt.

Nach Wasserlagerung konnte sowohl in den Schmelz- als auch in den Dentinbereichen im Median eine gute marginale Adaptation festgestellt werden (Median 0%).

Im Rahmen der Belastungstests wurden an den schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsändern Medianwerte für Kontinuitätsunterbrechung bis 26,1% beobachtet, die sich jedoch nicht signifikant voneinander unterschieden.

Die Analyse der im Schmelzbereich erhaltenen Daten ergab, dass der Anteil an Kontinuitätsunterbrechungen nach Wasserlagerung signifikant geringer war als nach der mechanischen Belastung ( $p=0,005$ ).

Im Dentin wurde nach den jeweiligen Belastungsstufen ein zunehmender Anstieg der Streuung der Ergebnisse gemessen.

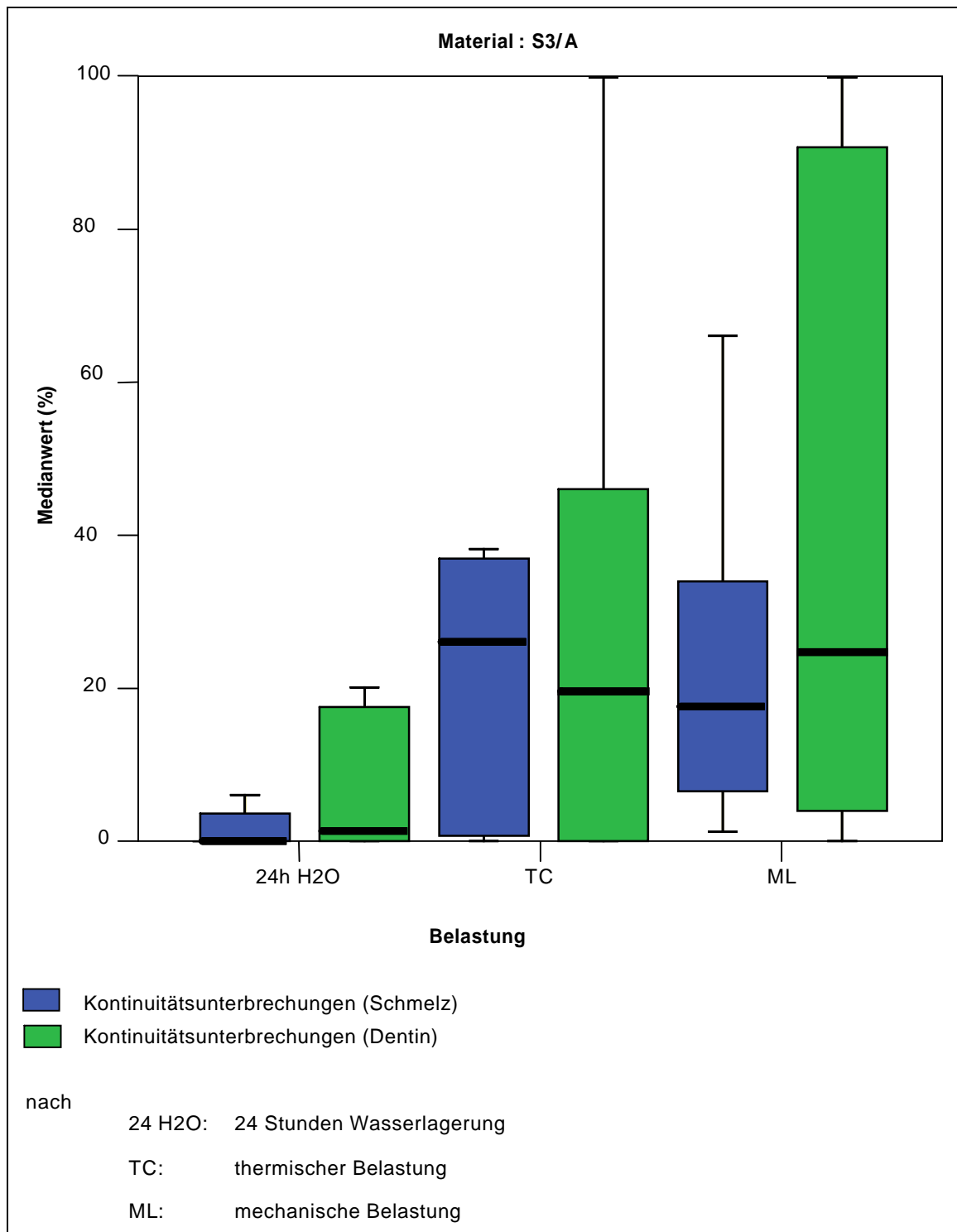


Abbildung 22: Boxplot-Diagramme (Mediane, 1. und 3. Quartile) der prozentualen Anteile des Kriteriums „Kontinuitätsunterbrechung“ an den schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsrändern in der Gruppe S3/A

### 4.2.5 One Coat SE Bond mit Tetric Evo Ceram (1C/E)

In der Abbildung 23 wurden die Ergebnisse der Füllungsrandanalyse für die schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsränder der Gruppe 1C/E in Form eines Boxplot-Diagrammes graphisch dargestellt.

Nach Wasserlagerung betrug der Median hinsichtlich des Anteils an Kontinuitätsunterbrechungen an den schmelzbegrenzten Füllungsändern 4,3%, die dentinbegrenzten Füllungsänder wiesen hingegen einen guten Randschluss auf (Median von 0% Kontinuitätsunterbrechung).

Infolge der thermischen Belastung wurde ein signifikanter sprunghafter Anstieg ( $p < 0,003$ ) des Medians an Kontinuitätsunterbrechungen sowohl in den Schmelzbereichen (66,5%) als auch in den Dentinbereichen (68%) beobachtet.

Eine weitere Verschlechterung der Randadaptation wurde nach mechanischer Belastung sowohl an den schmelz- als auch an den dentinbegrenzten Füllungsändern beobachtet. Das verstärkte Auftreten von Kontinuitätsunterbrechungen war nach mechanischer Belastung signifikant höher als nach Wasserlagerung ( $p < 0,001$ ).

Im Rahmen der jeweiligen Belastungstests zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Randsituation entlang der Schmelz- bzw. Dentinbereiche.

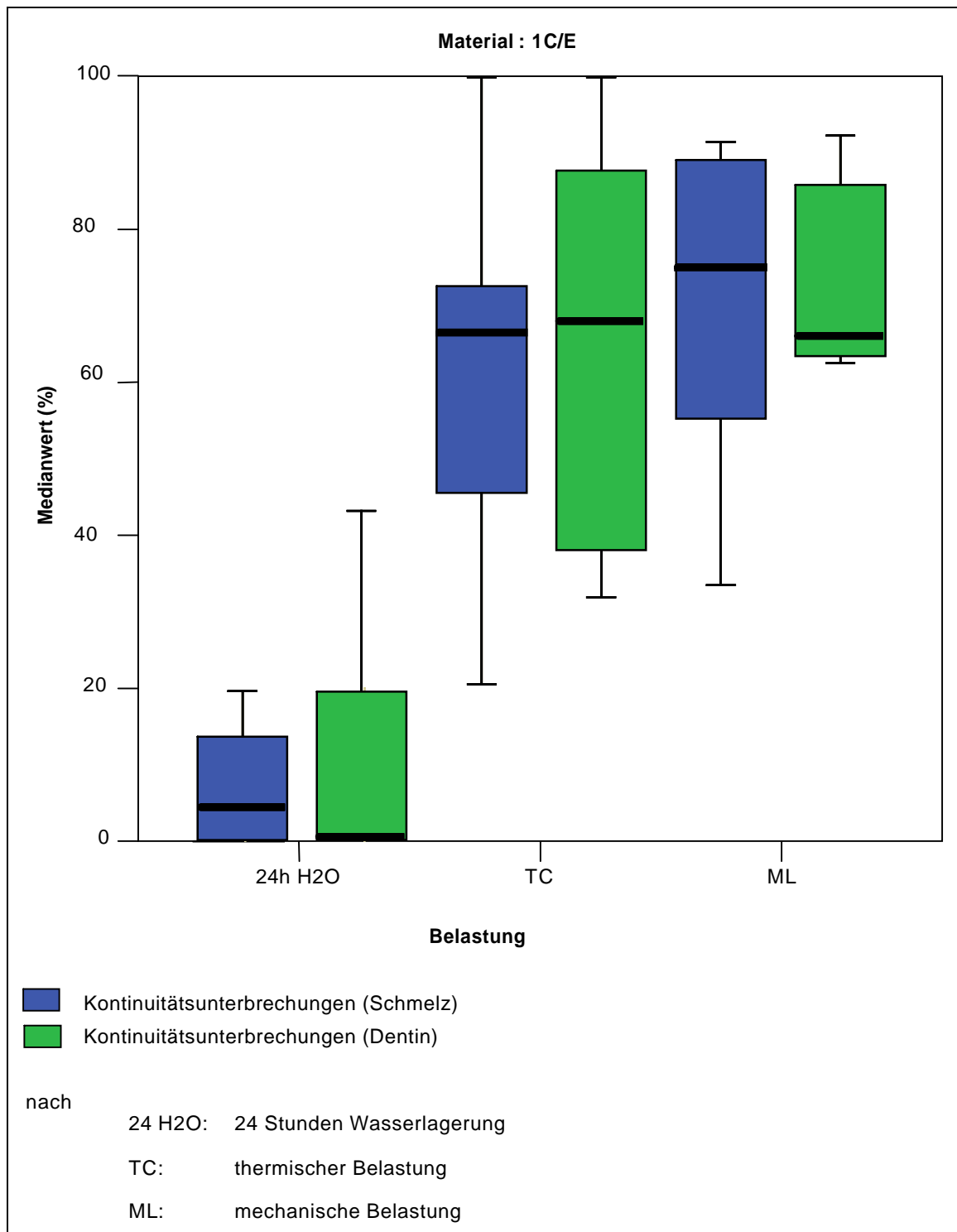


Abbildung 23: Boxplot-Diagramme (Mediane, 1. und 3. Quartile) der prozentualen Anteile des Kriteriums „Kontinuitätsunterbrechung“ an den schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsrändern in der Gruppe 1C/E

### 4.2.6 AdheSE mit Tetric Ceram (Ad/C)

In der Abbildung 24 wurden die Ergebnisse der Füllungsrandanalyse für die schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsränder der Gruppe Ad/C in Form eines Boxplot-Diagrammes graphisch dargestellt.

An den schmelzbegrenzten Füllungsändern konnte nach Wasserlagerung eine geringe Tendenz zur Kontinuitätsunterbrechung (Median 5,9%) gemessen werden. Die dentinbegrenzten Füllungsänder zeigten einen Median von 12,7 % Kontinuitätsunterbrechung.

Im Rahmen der thermischen Belastung wurde sowohl in den Schmelzbereichen (56,2%) als auch in den Dentinbereichen (93,1%) ein signifikanter, sprunghafter Anstieg ( $p < 0,021$ ) registriert. Nach mechanischer Belastung reduzierten sich die Mediane für Kontinuitätsunterbrechung an den schmelzbegrenzten Füllungsändern nicht signifikant auf 44,6% und an den dentinbegrenzten Füllungsändern auf 81,8%.

Infolge der thermischen ( $p < 0,028$ ) und mechanischen ( $p < 0,012$ ) Belastung wurde eine signifikant schlechtere Randadaptation an den dentinbegrenzten Füllungsändern beobachtet als an den schmelzbegrenzten Kavitätenändern.



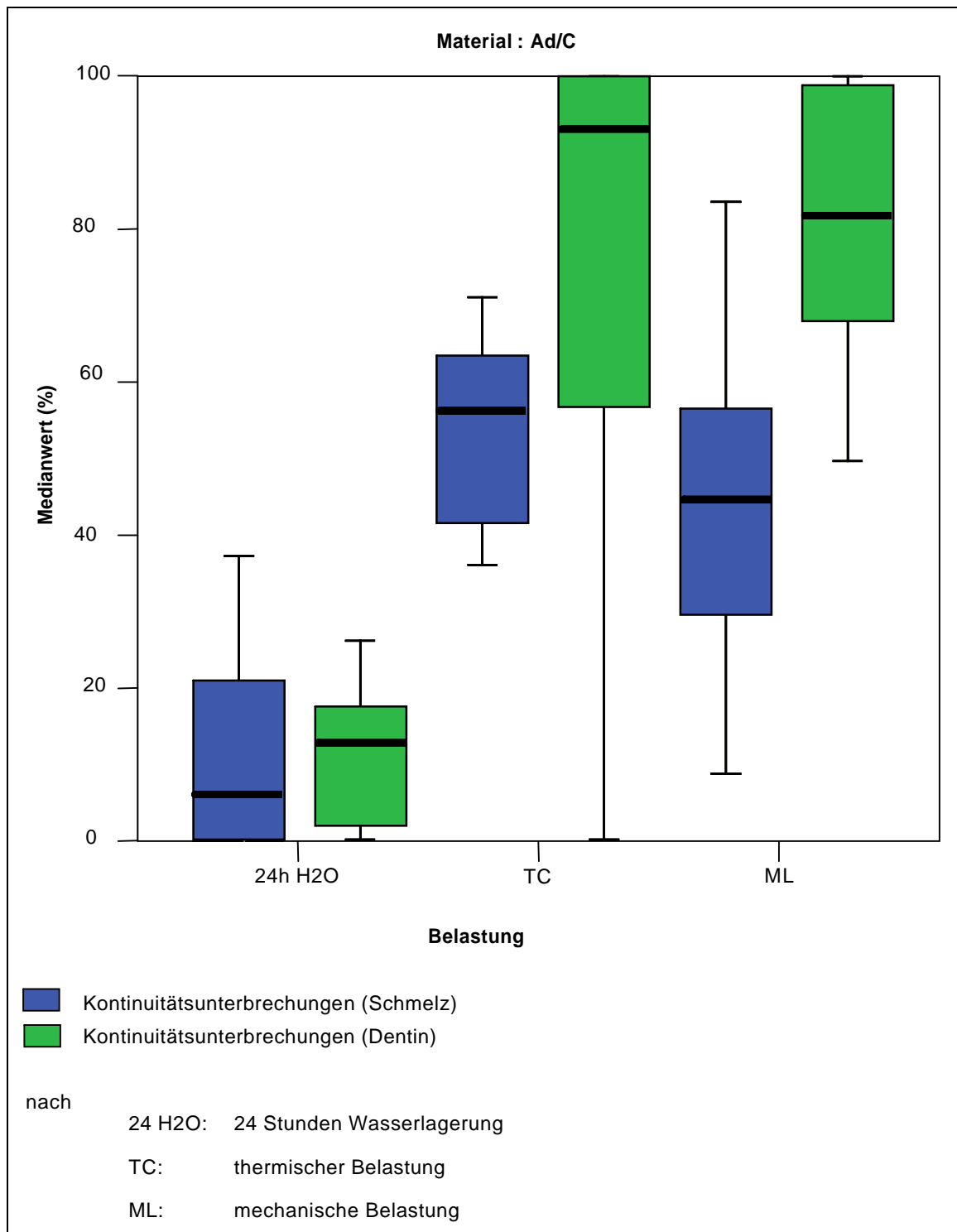


Abbildung 24: Boxplot-Diagramme (Mediane, 1. und 3. Quartile) der prozentualen Anteile des Kriteriums „Kontinuitätsunterbrechung“ an den schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsrändern in der Gruppe Ad/C

### 4.2.7 AdheSE mit Tetric Evo Ceram (Ad/E)

In der Abbildung 25 wurden die Ergebnisse der Füllungsrandanalyse für die schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsränder der Gruppe Ad/E in Form eines Boxplot-Diagrammes graphisch dargestellt.

Die Gruppe Ad/E zeigte nach Wasserlagerung an den schmelzbegrenzten Füllungsändern eine geringe Tendenz zur Kontinuitätsunterbrechung (3,8%). Die dentinbegrenzten Füllungsänder hingegen wiesen im Median eine gute Randadaptation auf (0% Kontinuitätsunterbrechung).

Im Rahmen der thermischen Belastung konnte ein signifikanter sprunghafter Anstieg ( $p < 0,006$ ) des Medians für Kontinuitätsunterbrechungen sowohl in den Schmelzbereichen (63,1%) als auch in den Dentinbereichen (64,5%) beobachtet werden.

Im Vergleich zu den Werten nach Wasserlagerung wurde nach der mechanischen Belastung eine signifikante Verschlechterung der Randsituation (83,2%) an den dentinbegrenzten Füllungsändern festgestellt ( $p < 0,006$ ). Die Füllungsänder in den Dentinbereichen wiesen zudem nach der mechanischen Belastung signifikant mehr Anteile an Kontinuitätsunterbrechungen auf als in den Schmelzbereichen ( $p = 0,036$ ).

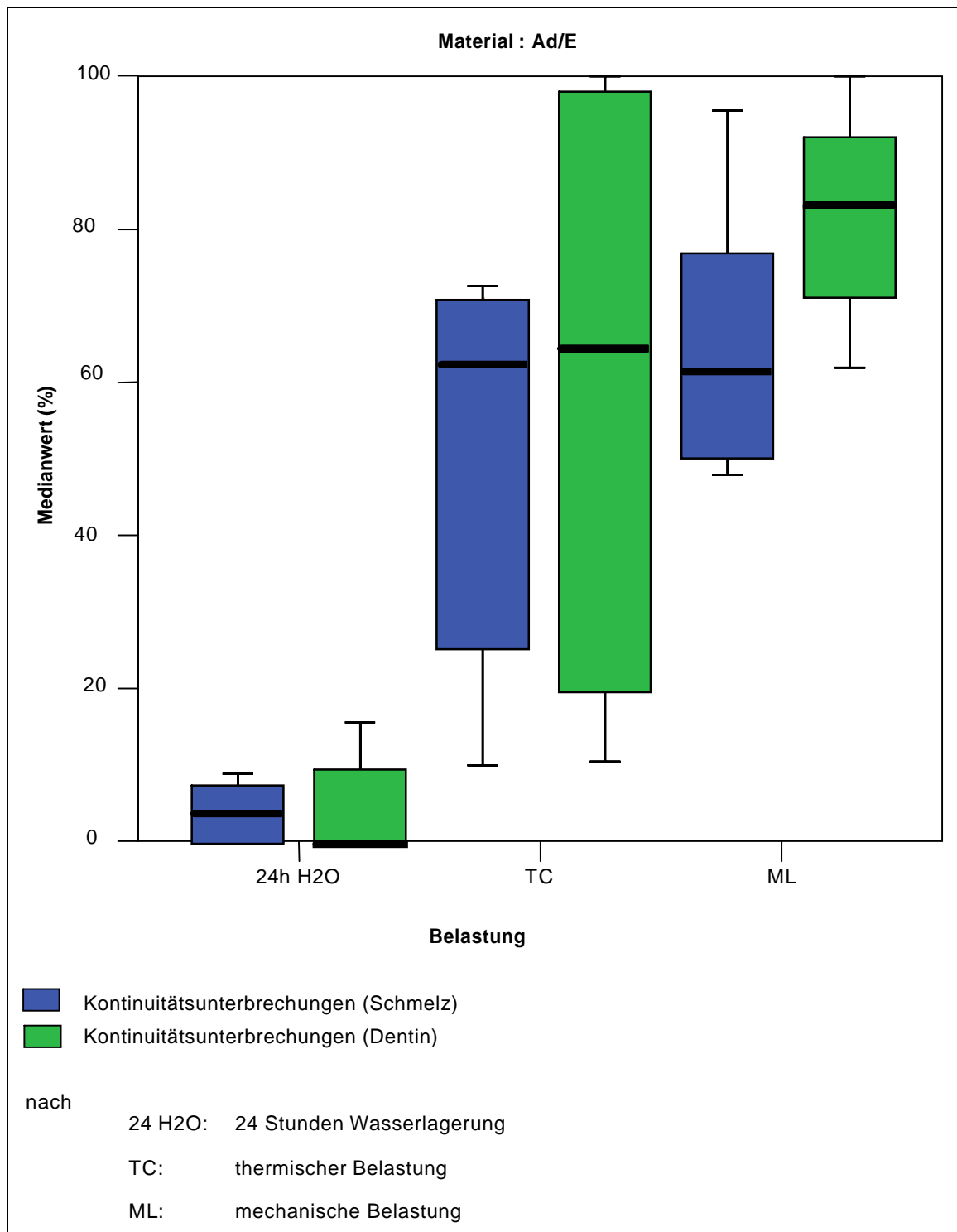


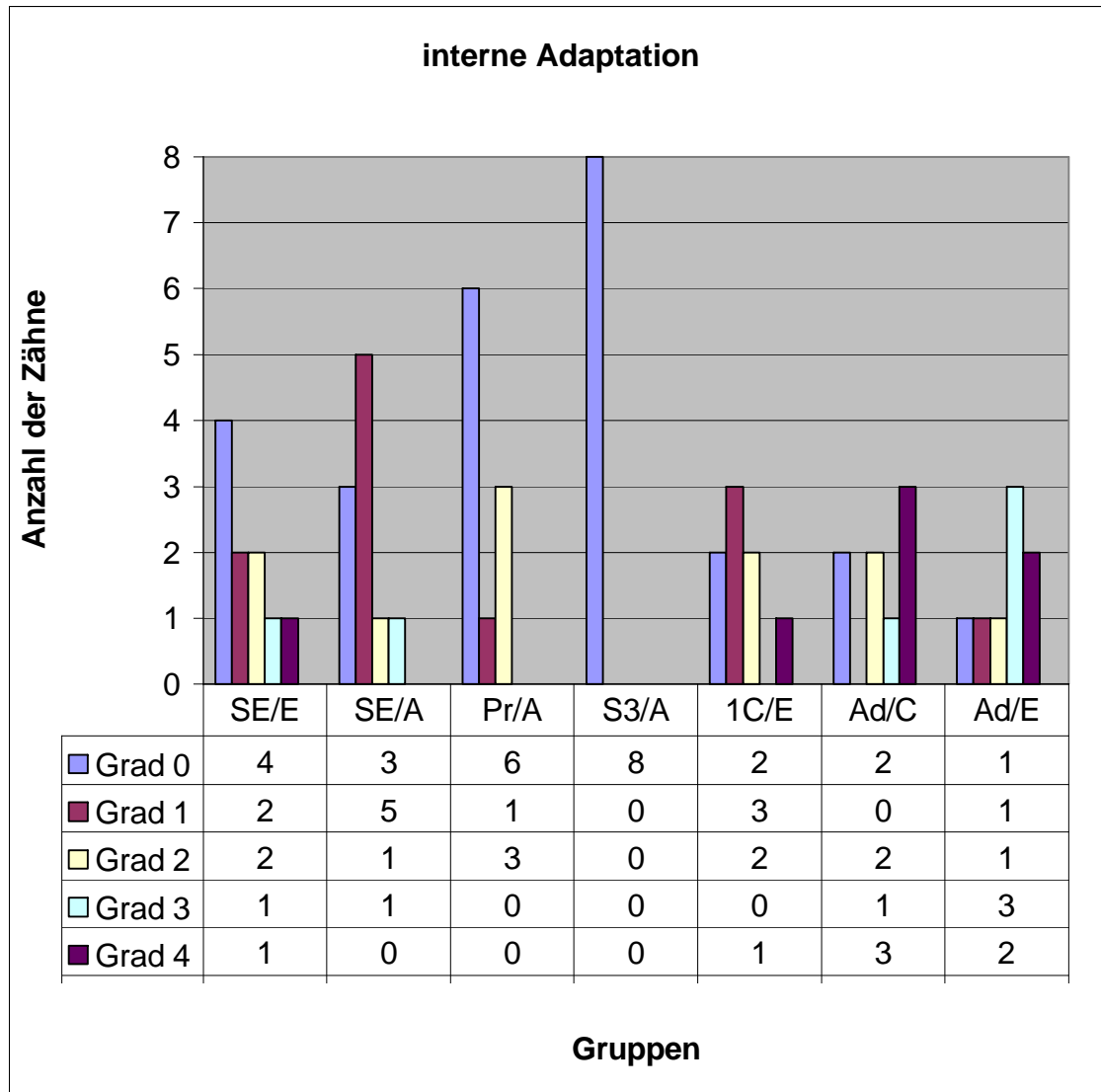
Abbildung 25: Boxplot-Diagramme (Mediane, 1. und 3. Quartile) der prozentualen Anteile des Kriteriums „Kontinuitätsunterbrechung“ an den schmelz- und dentinbegrenzten Restaurationsrändern in der Gruppe Ad/E

### ***4.3 Analyse der internen Adaptation in den einzelnen Gruppen***

Um die interne Adaptation der jeweiligen Gruppen beurteilen zu können, wurde im Anschluss an die mechanische Druckbelastung ein Farbstoffpenetrationstest durchgeführt. Bei dem mehrfachen Vergleich der Gruppen untereinander galt ein Signifikanz-Niveau von  $p=0,005$ .

In der Abbildung 26 wurden die Ergebnisse der internen Adaptation sowie die Verteilung der Farbstoffpenetrationsgrade graphisch dargestellt. In allen Versuchsgruppen konnte ein signifikanter Einfluss des jeweils verwendeten Adhäsivs auf die interne Adaptation festgestellt werden ( $p=0,001$ ). Der Penetrationstest ergab in der Gruppe S3/A einen absolut dichten Verbund zwischen der inneren Kavitätenwand und der Kompositfüllung. Bei der Gruppe Pr/A wiesen 6 von 10 Proben kein Eindringen des Farbstoffs auf. Im Gruppenvergleich zeigte die Gruppe S3/A eine signifikant bessere interne Adaptation als die Gruppen Ad/C und Ad/E ( $p=0,001$ ).

Bei der Analyse des Penetrationstests zeigten die Gruppen Ad/C und Ad/E eine Penetrationstiefe über die Hälfte der axialen Kavitätenwand (Grad 3). Die Gruppen Ad/C und Ad/E wiesen die höchste Farbstoffpenetration auf.



Grad 0	farbdichter Verbund zwischen Kompositmaterial und Dentin
Grad 1	Penetration von Farbstoff bis maximal zur Hälfte der zerviko-approximalen Stufe
Grad 2	Penetration von Farbstoff entlang der ganzen zerviko-approximalen Stufe
Grad 3	Penetration von Farbstoff bis maximal zur Hälfte der axialen Kavitätenwand
Grad 4	Penetration von Farbstoff entlang der ganzen axialen Kavitätenwand

Abbildung 26: Bewertung der internen Adaptation: Häufigkeitsverteilung (Anzahl der Proben) der Farbpenetrationsgrade in den sieben getesteten Versuchsgruppen.

# 5. Diskussion

## 5.1 Versuchsaufbau

Unter In-vivo-Bedingungen unterliegen Füllungen generell großen chemischen, thermischen und mechanischen Beanspruchungen. Hierdurch kann es zur Verformung der Füllungswerkstoffe und zur Spannungsbildung in den marginalen Adaptationszonen kommen, die besonders an den dentinbegrenzten Restaurationsrändern auftreten (Krejci et al. 1994, Van Meerbeek et al. 1998, Manhart et al. 1999, Lang et al. 2000). Bei einer insuffizienten Randsituation können Randverfärbungen, Hypersensibilität oder Mikro- bzw. Nanoleckagen auftreten, die letztlich zu einer Sekundärkaries und zum Verlust der Restauration führen können (Hannig und Fu 2001, Frankenberger 2002, Frankenberger et al. 2004a, De Munck et al. 2005a, Lee et al. 2005).

In der vorliegenden Arbeit wurden sowohl die marginale als auch die interne Adaptationsfähigkeit von Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten untersucht. Um die Kräfte, die in der Mundhöhle auftreten, zu simulieren, wurden die Proben sowohl einer thermischen als auch einer mechanischen Belastung unterzogen. Dies erfolgte unter standardisierten Bedingungen, wie sie bereits in anderen Studien beschrieben wurden (Lösche et al. 1993, Bott et al. 1997, Haller und Schuster 2000, Hannig und Bott 2000, Hannig et al. 2001, Ernst et al. 2002). Während der Versuchsabläufe lagerten die Proben im Wasser. Durch Diffusion kam es zu einer geringen Wasseraufnahme des Komposits (Hannig et al. 1994). Diese hygroskopische Expansion wirkt zwar der Polymerisationsschrumpfung teilweise entgegen, kann sie jedoch nicht vollständig neutralisieren. Ernst et al. (2002, 2004) bezifferten diese Expansion auf zirka zwei Prozent.

Die thermische Wechselbelastung erfolgte separat von der mechanischen Belastung. Durch den aufeinander folgenden Versuchsablauf war es möglich, die Einflüsse der jeweiligen Belastungskomponenten getrennt voneinander zu untersuchen. Die Temperatur für die thermische Wechselbelastung lag im ersten Bad bei 5°C und im zweiten bei 55°C. Durch den Verbleib von 40 Sekunden in den jeweiligen Warm-/Kalt-Bädern und eine Abtropfzeit von zehn Sekunden konnte

das Erreichen der Minimal- bzw. Maximaltemperatur in den Proben gewährleistet werden (Blunck und Roulet 1997, Bott et al. 1997, Hannig und Bott 2000, Abo et al. 2004, Frankenberger et al. 2004a, De Munck 2004, De Munck et al. 2005a).

Für die thermische Wechselbelastung wurde eine Zahl von 2.500 Zyklen gewählt, die damit über dem geforderten ISO-Standard von 500 Zyklen lag (Lösche 1991). Die gewählte Zyklenzahl von 2.500 entspricht nach Gale und Darvell (1999) einer biologischen Alterung von zirka 3 Monaten. Die Autoren setzten in ihrer Studie 10.000 Zyklen im Thermocycling dem Alterungsprozess von einem Jahr in vivo gleich.

Im Anschluss an die thermische Wechselbelastung wurden die Proben mechanisch mit einer Kraft von 20N über 200.000 Zyklen belastet. Glockner et al. (1998) wiesen während des Schluckvorgangs und der Nahrungszerkleinerung eine physiologische Krafteinwirkung von 20N - 40N auf die Kauflächen nach. In der Studie von Krejci et al. (1990) wurden für diese Vorgänge sogar 20N-160N erreicht. Obwohl die Belastung in der vorliegenden Studie sehr gering gewählt wurde (20N), reichte sie aus, um eine Veränderung des Randschlussverhaltens innerhalb der Versuchsgruppen herbeizuführen. Als Antagonisten im Kausimulator dienten in dieser Arbeit extrahierte, kariesfreie menschliche Prämolaren (Krejci et al. 1990). Durch die Herstellung von originalgetreuen Replikamodellen konnten die Füllungsänderungen auf Auswirkungen nach den jeweiligen Belastungstests gesondert im Rasterelektronenmikroskop untersucht werden.

### **5.2 Materialauswahl und Füllungstechnik**

Die in dieser Studie verwendeten selbstätzenden Adhäsiv-Systeme und Kompositmaterialien gehören zu den aktuell gängigen Produkten. Bei dem System S3 Bond (S3) und bei dem Füllungsmaterial Tetric Evo Ceram (E) handelte es sich um Prototypen, die erst seit kurzem auf dem Markt erhältlich sind. Mit Ausnahme von S3, einem all-in-one Produkt, wurden vier selbstätzende Zwei-Flaschen Adhäsivsysteme verwendet. Alle in dieser Arbeit getesteten Systeme gehören zu der Gruppe der gefüllten Adhäsive, die laut einer Studie von Atash und van den Abeele (2005) über eine höhere Scher- und Zugfestigkeit verfügen als ungefüllte Adhäsive. Mit Ausnahme von AdheSE (Ad), das hinsichtlich seines pH-Wertes und

seiner selbststützenden Eigenschaften als „mittelstark“ eingestuft wird, handelt es sich bei den verwendeten Adhäsiven um „milde“ Adhäsiv-Systeme.

Als Restaurationsmaterialien dienten das Mikrohybridkomposit Clearfil AP-X (A), das Nanohybridkomposit Tetric Ceram (C) und dessen Nachfolger Tetric Evo Ceram (E). Clearfil AP-X besteht – laut Herstellerangaben - zu 86 Gew.-% aus Bariumglasteilchen. Tetric Evo Ceram (E) besitzt eine ähnliche Zusammensetzung wie Tetric Ceram (C) (siehe Anhang) und besteht zu zirka 61 Gew.-% aus vorpolymerisiertem Kompositmaterial (Herstellerangaben).

Um die Vergleichbarkeit der Analyse zu gewährleisten, wurden die Klasse-II-Kavitäten nach einer standardisierten Vorgehensweise beschliffen (Lösche et al. 1993, Hannig et al. 1994, Bott et al. 1997, Glockner et al. 1998, Hannig et al. 1999, Haller und Schuster 2000, Hannig und Bott 2000, Ernst et al. 2002). Im Schmelzbereich wurde eine 0,5 mm breite Anschrägung im Winkel von 45° präpariert (Ben-Amar et al. 1987). Durch diese Anschrägung wurde eine hohe Zahl von Schmelzprismen schräg angeschliffen, was zu einem besseren retentiven Ätzmuster führte und somit zu einer verbesserten marginalen Adaptation (Lösche et al. 1993; Lösche et al. 1994, Hannig et al. 1994, Ben-Amar et al. 1987, Hilton und Ferracane 1999, Haller und Schuster 2000, Haller und Blunck 2003). Innerhalb der Kavitäten wurden die Kanten stumpfwinklig präpariert, wodurch erhöhte Stressentstehung während der Polymerisationsphase vermieden werden konnte (Ben-Amar et al. 1987).

Die Adhäsiv-Systeme wurden strikt nach Herstellerangaben appliziert (siehe Anhang, Tabelle 3). Das Einbringen des Restaurationsmaterials in Inkrementtechnik führte ebenfalls zu einer Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung (Lui et al. 1987, Hannig et al. 1994, Bott et al. 1997, Hannig und Bott 2000, Aguiar et al. 2002, Hellwig et al. 1999, Courson et al. 2005, Lee et al. 2005). Um der Zugspannung während der Aushärtungsphase entgegenzuwirken, betrug die jeweilige Schichtstärke der einzelnen Inkremente nicht mehr als zwei Millimeter (Deliperi 2002, Van Meerbeek et al. 2004).

Aufgrund der – im Vergleich zu anderen Studien - relativ schlechten Ergebnisdaten in den ersten drei Versuchsgruppen (SE/A, SE/E und Pr/A) wurde es erforderlich, je zwei weitere Zähne für diese Gruppen zu präparieren und zu füllen. Das Adhäsiv wurde von einer zweiten Person appliziert. Hierdurch sollte gewährleistet werden, dass es sich bei den gefundenen Daten nicht um



Behandlungsfehler handelte (De Munck et al. 2005). Die Ergebnisse der zusätzlich untersuchten Zähne bestätigten die zuvor erhaltenen Werte.

Für eine vollständige Durchhärtung der jeweiligen Komposit-Schichten wurde eine Polymerisationszeit von 40 Sekunden gewählt. Der Lichtstrahl der Polymerisationslampe traf ausschließlich von okklusal auf die Kavität auf. Die In-vivo-Situation konnte so simuliert werden, da in einer geschlossenen Zahnreihe die Restaurationen in der Regel ebenfalls nur von okklusal erreicht wird. Weiterhin erweist sich die Polymerisierung des zervikalen Bereichs in tieferen Kavitäten als schwierig. Eine unvollständige Polymerisation führt häufig zu einer initial insuffizienten Randsituation und somit zum Misserfolg der Restauration (Cadenaro et al. 2005).

Nach 24 Stunden Wasserlagerung wurden die Füllungsråder von Überschüssen befreit und die Füllungen poliert. Bei einer in-vivo gelegten Restauration ist dies nur bedingt möglich. Dies könnte in dieser In-vitro-Studie zu besseren Ergebnissen führen und ist hinsichtlich der Übertragbarkeit auf die In-vivo-Situation als kritisch zu bewerten.

### **5.3 Rasterelektronenmikroskopische Füllungsrandanalyse**

Die Analyse von Füllungsändern mittels Rasterelektronenmikroskop (REM) ist heute das gängigste Standardverfahren zur Beurteilung der marginalen Adaptation. Um bessere Auswertungsmöglichkeiten zu erreichen, wurden in dieser Studie die Proben bei 500-facher Mindestvergrößerung untersucht, was die in anderen Studien gewählte Vergrößerung weit übertraf (Kunzelmann et al. 1993, Hannig et al. 1995, Blunck und Roulet 1997, Bott et al. 1997, Hannig et al. 1999, Manhart et al. 1999, Haller und Schuster 2000, Hannig und Bott 2000, Nikaido et al. 2002). Die Füllungsänder der Klasse-II-Kavitäten wurden in schmelz- und dentinbegrenzte Randbereiche unterteilt und separat voneinander analysiert.

Die hierfür benötigten Replikamodelle entstanden durch Abformung der Zähne und anschließendes Ausgießen mit Epoxidharz. Die Abformung erfolgte jeweils nach 24-stündiger Wasserlagerung, nach thermischer und nach mechanischer Belastung. Die hierdurch gewonnenen originalgetreuen Modelle konnten gesondert und differenzierter nach den jeweiligen Belastungstests untersucht werden.

Durch das im Rasterelektronenmikroskop entstehende Hochvakuum können extrahierte Zähne nicht direkt im Gerät untersucht werden, da die Zahnhartsubstanz durch das Vakuum austrocknen würde. Dadurch entstehen Risse und Spalten in der Zahnhartsubstanz, die jedoch nichts mit der Qualität der Adhäsive und Restaurationsmaterialien zu tun haben (Diez 2003). Anschließende Untersuchungen, wie ein Farbstoffpenetrationstest, wären nicht mehr möglich.

#### **5.3.1 Diskussion der Ergebnisse der approximalen schmelzbegrenzten Füllungsänder in der Übersicht**

In den ersten vier Gruppen (SE/E, SE/A, Pr/A, S3/A) ergab die Analyse der schmelzbegrenzten Segmente nach Wasserlagerung eine annähernd 100%-ige Kontinuität der Füllungsänder. Die Gruppen 1C/E, Ad/C und Ad/E wiesen mit einem Mittelwert von 90% einen guten marginal dichten Komposit-Schmelz-Verbund auf, der sich jedoch nicht signifikant von den vier erstgenannten Gruppen unterschied.

Nach thermischer und mechanischer Belastung verschlechterte sich in allen Gruppen die marginale Adaptation signifikant ( $p < 0,001$ ), mit Ausnahme der Gruppe Pr/A. In dieser konnte keine wesentliche Änderung der Randkontinuität in den schmelzbegrenzten Bereichen nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung beobachtet werden. Diese Ergebnisse decken sich mit denen anderer Studien (Frankenberger et al. 2004b, Eminkahyagil et al. 2005). Eminkahyagil et al. (2005) fanden heraus, dass die Verwendung von Clearfil Protect Bond mit Clearfil AP-X im Gegensatz zu Clearfil SE Bond mit Clearfil AP-X signifikant bessere Werte hinsichtlich der Haftfestigkeit im Schmelz aufzeigte ( $p = 0,005$ ).

In der Gruppe Ad/E wurde - im Vergleich zu den Gruppen SE/A und Pr/A – ein signifikant niedrigerer prozentualer Wert für das Kriterium „Kontinuierlicher Rand“ festgestellt (beide  $p < 0,001$ ). Korrespondierende Werte für die Haftfestigkeit im Bezug auf Clearfil SE Bond und AdheSE konnten in einer Studie von Atash und Van den Abbeele (2005) nachgewiesen werden. Konträr zu den in dieser Studie erhaltenen Daten für Clearfil Protect Bond und AdheSE zeigten Frankenberger et al. (2004b) in einer Studie gleiche „Microtensile“-Schmelzhaftung für beide Adhäsiv-Systeme.

In dieser Studie wurde in der Gruppe 1C/E – im Vergleich zu den Gruppen SE/E, SE/A und Pr/A - ein signifikant schlechterer marginaler Komposit-Schmelz-Verbund ( $p < 0,001$ ) nachgewiesen. Nach thermischer Wechselbelastung wurden in der Gruppe 1C/E an den schmelzbegrenzten Füllungsrandern nur noch 33% an dichtem Randschluss festgestellt, wobei der Wert sich nach mechanischer Belastung weiter verschlechterte. Die thermische und mechanische Belastung führte - im Vergleich zur Wasserlagerung – zu einer signifikanten Verschlechterung der Randadaptation ( $p < 0,001$ ).

### **5.3.2 Diskussion der Ergebnisse der approximalen dentinbegrenzten Füllungsrande in der Übersicht**

Zahlreiche Studien verschiedener Autoren haben gezeigt, dass die marginale Adaptation der Komposite im Dentin noch nicht zufrieden stellend gelöst werden konnte (Bott et al. 1997, Glockner et al. 1998, Sano et al. 1999). Die heute auf dem Markt erhältlichen Adhäsive scheinen ein besseres Haftvermögen am Dentin

aufzuweisen (Lendenmann 2002, Van Meerbeek 2005). Trotz schneller Entwicklungsfortschritte von Adhäsivsystemen ist eine vollständige und verlässliche Adaptation ohne Spaltbildung im Dentin bisher nicht möglich (Hannig et al. 1995, Dietschi und Herzfeld 1998, Haller und Schuster 2000, Hannig und Bott 2000, Frankenberger und Tay 2005).

Die Auswertung der Ergebnisse in der vorliegenden Studie konnte für keine der untersuchten Gruppen einen absolut dichten Komposit-Dentin-Verbund aufzeigen. Die Gruppe Ad/E wies nach Wasserlagerung mit 94,4% an kontinuierlichen Rändern eine gute marginale Adaptation an den dentinbegrenzten Füllungsändern auf. Dennoch war der Unterschied zu den Ergebnissen in den anderen Gruppen nicht signifikant. Unter thermischen und mechanischen Belastungsbedingungen reduzierte sich in allen Gruppen – mit Ausnahme der Gruppe S3/A – der prozentuale Wert an kontinuierlichen Rändern auf unter 55,7%, wobei sich die Gruppen nicht signifikant voneinander unterschieden. Die Füllungen der Gruppe S3/A wiesen nach thermischer Belastung einen dichten marginalen Komposit-Dentin-Verbund von 71,1% auf, der sich nach mechanischer Belastung auf 57,6% reduzierte.

Bezogen auf das Kriterium „Aussprengung“ war nach Wasserlagerung kein signifikanter Einfluss der verwendeten Komposite oder Adhäsive feststellbar. Ein signifikanter Einfluss des Adhäsivs zeigte sich nach thermischer Belastung ( $p=0,036$ ). Aussprengungen traten gehäuft in den Gruppen 1C/E (3,6%) und Ad/E (3,3%) auf.

Nach mechanischer Belastung zeigte sich ein signifikanter Einfluss des gewählten Kompositmaterials ( $p=0,43$ ). Dabei wurden mit Clearfil AP-X (A) bessere marginale Adaptationen erzielt als durch das Applizieren von Tetric Evo Ceram (E). Die Tendenz zu insuffizienter Randsituation trat vorwiegend bei den Kombinationen mit Tetric Ceram (C) auf. Die Füllungsänder der Gruppe Ad/E wiesen nach mechanischer Belastung den höchsten Anteil an Aussprengungen auf.

Nach Wasserlagerung konnten in den Gruppen Pr/A (6,6%), S3/A (1,1%), 1C/E (12,9%) und Ad/C (2,8%) Quellungsphänomene festgestellt werden, deren prozentuale Häufigkeiten sich nicht signifikant voneinander unterschieden.

### 5.3.3 Diskussion des Randschlussverhaltens in den einzelnen Gruppen

#### 5.3.3.1 Clearfil SE Bond mit Tetric Evo Ceram (SE/E) und Clearfil AP-X (SE/A)

Clearfil SE Bond hat einen pH-Wert von etwa zwei (Hiraishi et al. 2003, Abo et al. 2004, Atash und Van den Abbeele 2005, De Munck 2005b, Jacques und Hebling 2005). Eminkahyagil et al. (2005) fanden heraus, dass durch den niedrigen pH-Wert eine antibakterielle Wirkung vom Adhäsiv ausgeht. Clearfil SE Bond beinhaltet zirka 50% Wasser (Yeşilyurt und Bıluç 2006) und zirka zehn Gew.-% Nanofüller (Van Meerbeek et al. 2004, Van Meerbeek 2005). Durch die Füllkörper entsteht eine dickere Adhäsivschicht, die eine flexible Schicht zwischen dem schrumpfenden Komposit und der starren Dentinoberfläche bildet (Van Meerbeek et al. 2004, Van Meerbeek 2005).

Die Demineralisierungstiefe beträgt bei Clearfil SE Bond einen Mikrometer (Van Meerbeek et al. 2004, Eminkahyagil et al. 2005, Suppa et al. 2005). Obwohl das Dentin nur oberflächlich demineralisiert wird, entsteht eine Oberflächenporosität, die für eine mikromechanische Verankerung durch Hybridisierung ausreicht (Aguilar-Mendoza et al. 2008). Das MDP (Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphat) in Clearfil SE Bond besitzt ein chemisches Bindungspotential zu dem im Hydroxylapatit befindlichen Kalzium (Abo et al. 2004, Atash und Van den Abbeele 2005). Der Smearlayer wird hierbei entfernt (Abo et al. 2004). Van Landuyt et al. (2006) konnten zeigen, dass durch eine Ätzung des Schmelzes mit 40%-iger Phosphorsäure vor der Applikation von Clearfil SE Bond bessere Haftungseigenschaften erzielt werden, wohingegen im Dentin die Haftfestigkeit nach Säureätzung signifikant abnahm. In einer In-vivo-Studie an Hundezähnen wiesen Koliniotou-Koumpia et al. (2007) bei der Verwendung von Clearfil SE Bond eine gute Pulpaverträglichkeit nach.

In der vorliegenden Studie zeigte Clearfil SE Bond nach Wasserlagerung bei beiden Materialkombinationen einen guten marginalen Komposit-Schmelz-Verbund, welcher sich mit den Ergebnissen aus einer Studie von Kijssamanmith et

al. (2002) deckt. Brackett et al. (2008) wiesen ebenfalls eine gute „Microtensile“-Haftfestigkeit für Clearfil SE Bond nach.

Nach den thermischen und mechanischen Belastungstests zeigten die schmelzbegrenzten Füllungsråder in der Gruppe SE/A eine bessere Randschlussqualität als in der Gruppe SE/E. An den schmelzgelegenen Kavitätenrändern waren nach mechanischer Druckbelastung in der Gruppe SE/A 15% und in der Gruppe SE/E 30,8% Anteile an Kontinuitätsunterbrechungen feststellbar.

Die Gruppe SE/E zeigte nach Wasserlagerung einen guten marginalen Komposit-Dentin-Verbund. Im Zuge der In-vitro-Belastungstests wiesen die dentinbegrenzten Füllungsråder eine hohe Instabilität des Randschlusses (83,5%) auf.

In der Gruppe SE/A wurde im Dentinbereich bereits initial ein Median von 17% Kontinuitätsunterbrechungen beobachtet. Nach den In-vitro-Belastungstests zeigte sich – im Gegensatz zu der Gruppe SE/E – eine geringere Verschlechterung des Komposit-Dentin-Verbunds (49% Kontinuitätsunterbrechung).

Dies lässt die Schlussfolgerung zu, dass die Qualität der marginalen Adaptation in diesem Fall von dem verwendeten Kompositmaterial abhängig war.

Abdalla (2004), Diez (2004) und Abdalla et al. (2007) erreichten sehr gute Ergebnisse für die Kombination Clearfil SE Bond mit Clearfil AP-X. Ebenfalls gute Resultate für den Verbund Komposit und Zahnhartgewebe zeigten weitere Studien, in denen Clearfil SE Bond mit anderen Restaurationsmaterialien getestet wurde (Krijsamanmith et al. 2002, Lendemann 2002, Türkün 2003, Abo et al. 2004, Frankenberger et al. 2004b, Frankenberger und Tray 2005, Atash und Van den Abbeele 2005, Toledano et al. 2006). Eine gute marginale und interne Adaptation nach thermischer Belastung konnten Wattanawongpitak et al. (2007) und Deliperi et al. (2007) nachweisen.

Für die schlechteren Werte bei SE/E in der vorliegenden Untersuchung ist nach den Ergebnissen dieser Studie eher das verwendete Komposit verantwortlich zu machen.

### 5.3.3.2 Protect Bond mit Clearfil AP-X (Pr/A)

Clearfil Protect Bond hat den gleichen pH-Wert wie Clearfil SE Bond. Zusätzlich zu den Inhaltsstoffen seines Vorgängers Clearfil SE Bond beinhaltet Clearfil Protect Bond das antibakterielle Monomer MDPB (12-Methacryloyloxydodecylpyridinium bromid) (De Munck 2004, Imazato et al. 2006, Feuerstein et al. 2007, Koulaouzidou et al. 2008). Imazato et al. (1994, 1997 und 2001) konnten nachweisen, dass fünf Prozent MDPB im Primer ausreichen, um eine vollständige Abtötung von *Streptococcus mutans* innerhalb von 30 Sekunden zu gewährleisten. Nach der Applikation von Clearfil Protect Bond und vor Polymerisation wird Fluorid freigesetzt, was die Entstehung von Karies hemmt (Eminkahyagil et al. 2005, Imazato et al. 2006). Die Fluoridabgabe endet nach der Polymerisationsphase (Eminkahyagil et al. 2005). Anders als Eminkahyagil et al. (2005) wiesen Korbmacher et al. (2006) eine fortlaufende antibakterielle Wirkung gegen *Streptococcus mutans* nach. Gondim et al. (2008) belegen, dass Clearfil Protect Bond bis zu einer Tiefe von 400µm gegen kariogene Bakterien wirkt, die antibakterielle Wirkung sich jedoch durch den Polymerisationsvorgang verringert. In der vorliegenden Studie konnte für die Gruppe Pr/A an den schmelzbegrenzten Füllungsrandern eine gute marginale Adaptation festgestellt werden, die sich nach den In-vitro-Belastungstests nur geringfügig verschlechterte. Eminkahyagil et al. (2005) wiesen eine bessere Haftfestigkeit bei der Applikation von Clearfil Protect Bond nach als bei der Verwendung von Clearfil SE Bond.

Während in dieser Studie in den Schmelzbereichen eine gute Randqualität erzielt werden konnte, wurde an den dentinbegrenzten Füllungsrandern bereits initial eine schlechte Randadaptation mit 45% Anteilen an Kontinuitätsunterbrechung beobachtet. Im Rahmen der In-vitro-Belastungstests verschlechterte sich nochmals der Komposit-Dentin-Verbund nicht signifikant auf 71,1% Anteile an Kontinuitätsunterbrechung.

Durch die in dieser Studie ermittelten Daten empfiehlt es sich, die Verwendung von Clearfil Protect Bond auf die schmelzbegrenzten Füllungsrande zu beschränken.

### 5.3.3.3 S3 Bond mit Clearfil AP-X (S3/A)

S3 Bond ist ein neues all-in-one Adhäsiv mit einem pH-Wert von 2,44 (Nishitani et al. 2006). Wie Clearfil Protect Bond und Clearfil SE Bond besitzt S3 Bond die Monomere MDP und HEMA (2-Hydroxymethylacrylat). Gondim et al. (2008) konnten auch für S3 Bond eine antibakterielle Wirkung bis zu einer Tiefe von 400µm gegen kariogene Bakterien nachweisen.

S3 Bond zeigte in dieser Arbeit nach Wasserlagerung einen sehr guten marginalen Verbund des Komposits entlang der schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsråder. Infolge der In-vitro-Belastungstests wurde eine große Streuung der Ergebnisse – vor allem an den dentinbegrenzten Füllungsråder – beobachtet. Die Mediane für die Kontinuitätsunterbrechungen lagen jedoch in den Schmelz- und Dentinbereichen unter 30%.

S3 Bond zeigte im Vergleich zu den ebenfalls in dieser Studie getesteten Zwei-Schritt Adhäsiven eine akzeptable Randadaptation sowohl an den schmelzbegrenzten als auch an den dentinbegrenzten Füllungsråder. Torkabadi et al. (2008) wiesen für die Kombination S3/A bei einer Wasserlagerung von einem Jahr eine schlechte „Microtensile-“ Haftfestigkeit sowohl im Schmelz als auch im Dentin nach. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass eine klinische Anwendung von S3 Bond und Clearfil AP-X nicht zu empfehlen ist. In der vorliegenden Studie war die Wasserlagerung sehr kurz, daher müssen zukünftige Studien sowohl in vivo als auch in vitro abgewartet werden, um eine endgültige Bewertung zu erhalten.

### 5.3.3.4 One Coat SE Bond mit Tetric Evo Ceram (1C/E)

One Coat SE Bond wird nach seinem pH-Wert in die Gruppe der milden Adhäsive eingeordnet.

Nach Wasserlagerung wurde eine sehr gute marginale Adaptation an den dentinbegrenzten Füllungsråder festgestellt, wohingegen an den schmelzbegrenzten Füllungsråder eine geringe Tendenz zu insuffizienter Adaptation (5% Kontinuitätsunterbrechung) zu verzeichnen war. Im Rahmen der In-vitro-Belastungstests wiesen die Füllungsråder in den Schmelz- und Dentinbereichen einen signifikanten, sprunghaften Anstieg der Anteile an Kontinuitätsunterbrechung auf über 66% ( $p < 0,003$ ) auf.



Naughton (2006) und Brandt et al. (2006) wiesen für One Coat SE Bond bezogen auf die klinische Anwendung schlechte Scherkräfte nach. In beiden Studien wurden bei der Anwendung von One Coat SE Bond an den schmelzbegrenzten Füllungsrandern schlechtere Scherkräfte erzielt als bei der Applikation von Clearfil Protect Bond. In den Dentinbereichen wiesen die Autoren jedoch bessere Scherkräfte für One Coat SE Bond als für Clearfil Protect auf. Diese Resultate stehen im Einklang mit den in dieser Studie ermittelten Daten, dass One Coat SE Bond im Schmelz eine schlechtere und im Dentin eine bessere Randadaptation erzielte als Clearfil Protect Bond.

### **5.3.3.5 AdheSE mit Tetric Ceram (Ad/C) und mit Tetric Evo Ceram (Ad/E)**

AdheSE gehört nach der Einteilung des pH-Wertes zu der Gruppe der mittelstarken Self-Etch Adhäsivsysteme mit einem pH-Wert von 1,4 bzw. 1,5 (Atash und Van den Abbeele 2005, De Munck 2004, De Munck et al. 2005c). Das Zwei-Schritt Self-Etch Adhäsiv auf Phosphonsäure-Acrylat Basis ist aggressiver als Clearfil SE Bond (Atash und Van den Abbeele 2005, De Munck 2005c). In einer Studie von Lendemann (2002) konnten ähnliche Scherfestigkeiten wie bei Clearfil SE Bond sowohl im Schmelz als auch im Dentin nachgewiesen werden. Bortolotto et al. (2008) kamen in ihrer Studie zu guten Ergebnissen im Hinblick auf die Widerstandskraft gegen Enzyme und mechanische Belastung.

Bei der Analyse der Randqualität nach Wasserlagerung zeigte die Gruppe Ad/E innerhalb der untersuchten Schmelzabschnitte eine etwas bessere marginale Adaptation als die Gruppe Ad/C. Die dentinbegrenzten Füllungsrande wiesen in der Gruppe Ad/C bereits initial einen Median von 15% Kontinuitätsunterbrechung auf. In der Gruppe Ad/E wurde hingegen nach Wasserlagerung ein sehr guter marginaler Komposit-Dentin-Verbund erreicht.

Im Rahmen der thermischen Belastung wurde ein signifikanter sprunghafter Anstieg entlang der schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsrande sowohl in der Gruppe Ad/C ( $p < 0,021$ ) als auch in Ad/E ( $p < 0,006$ ) verzeichnet. Während die Gruppe Ad/C an den schmelzbegrenzten Füllungsrandern 56,2% Anteile an Kontinuitätsunterbrechung aufwies, zeigte sich an den dentinbegrenzten Kavitätenrandern eine sehr schlechte Randadaptation (93,1% Kontinuitätsunterbrechungen). In der Gruppe Ad/E konnte nach thermischer

Belastung sowohl im Dentinbereich als auch im Schmelzbereich ein Median für das Kriterium Kontinuitätsunterbrechung in Höhe von etwa 64% festgestellt werden.

In Folge der mechanischen Belastung verringerten sich in der Gruppe Ad/C die Anteile an Kontinuitätsunterbrechungen entlang der gesamten approximalen Randbereiche geringfügig. In der Gruppe Ad/E konnten im Median 83,2% Kontinuitätsunterbrechungen festgestellt werden, was einem signifikant höheren Anteil ( $p < 0,006$ ) entspricht als der Wert, der nach der Wasserlagerung gemessen wurde.

Der Rückgang der Kontinuitätsunterbrechungen könnte auf die in diesen Gruppen beobachtete Quellungseigenschaft des Adhäsives zurückgeführt werden.

### **5.3.4 Diskussion der Ergebnisse der internen Adaptation bei der Verwendung der einzelnen Adhäsive**

Zusätzlich zu der Analyse der approximalen Füllungsråder kann die Betrachtung der internen Adaptationsfähigkeit Aufschluss über die Qualität des Komposit-Dentin-Verbunds geben. Eine Stressentstehung an den inneren Grenzflächen kann zu Spaltbildung führen und letztlich zum Verlust der Füllung beitragen.

Für die Beurteilung der internen Adaptation wurde in dieser Studie ein Farbstoffpenetrationstest durchgeführt (Haller und Schuster 2000, Hannig und Fu 2001). Als Farbstoff wurde eine 0,5%-ige Methylenblau-Lösung gewählt. Werden andere Farbstoffe verwendet, sollte auf die unterschiedlichen physikalischen und chemischen Eigenschaften der Farbstoffe geachtet werden, da diese zu anderen Resultaten führen können (Hannig und Fu 2001).

In der vorliegenden Studie wurden die Zähne nach den In-vitro-Belastungstests für 24 Stunden in einer 0,5%-ige Methylenblau-Lösung aufbewahrt. Die Zähne wurden anschließend sagittal, zentral durch die approximale Füllung verlaufend, geteilt. Die Schnittflächen wurden mit Hilfe eines Auflichtmikroskops untersucht. Bei der sagittalen Teilung der Zähne kann nur ein kleiner Teil der inneren Grenzflächen beurteilt werden. Die Kavität besitzt jedoch eine dreidimensionale Ausdehnung. Dies kann zur Folge haben, dass bei der Teilung der Zähne an anderen Stellen die Untersuchung der Penetrationstiefe zu unterschiedlichen Ergebnissen führen kann.

In der Gruppe S3/A wurde eine 100% dichte interne Adaptation festgestellt, die mit dem Ergebnis einer Studie von Owens und Johnson (2007) übereinstimmt. Die Ergebnisse der Gruppen SE/E und SE/A stehen im Einklang mit den Resultaten anderer Autoren, die einen akzeptablen internen Verbund für diese Gruppen zeigten (Deliperi et al. 2007, Wattanawongpitak et al. 2007). Der höchste Grad an Penetrationstiefe wurde in den Proben der Gruppe Ad/E und Ad/C nachgewiesen, wodurch diese beiden Gruppen ein signifikant schlechteres Ergebnis für die interne Adaptation aufzeigten als die Gruppe S3/A ( $p=0,001$ ).

### 5.4 Schlussfolgerung

Die Erforschung und Entwicklung neuer Restaurationsmaterialien und neuer Adhäsivsysteme schreitet sehr schnell voran. Zum einen soll die Anwendung der Produkte im Seitenzahnbereich zu guten dauerhaft stabilen und pulpaverträglichen Füllungen führen, zum anderen soll eine Vereinfachung der Behandlung erreicht werden. Innerhalb des Schmelzes lassen sich mit den erhältlichen Materialien relativ gute Resultate erzielen. Allerdings konnte bis dato noch keine auf Dauer belastungsstabile Randadaptation an dentinbegrenzten Füllungsändern erreicht werden.

In der vorliegenden Arbeit wurde in keiner der Versuchsgruppen eine 100%-ige Randadaptation an den dentinbegrenzten Füllungsändern erzielt. Die Randqualität an den schmelzbegrenzten Füllungsändern wies bessere Resultate auf als an den dentinbegrenzten Rändern. Während initial in den Schmelzbereichen eine gute Randadaptation in den Gruppen SE/E, SE/A, Pr/A und S3/A (über 96,8% Anteile an kontinuierlichen Rändern) nachgewiesen werden konnte, wurde in den Dentinbereichen in keiner der Gruppen initial – mit Ausnahme von Pr/A – ein über 80% spaltfreier Komposit-Dentin-Verbund erreicht. In Folge der In-vitro-Belastungstests erzielte die Gruppe Pr/A den besten marginalen Komposit-Schmelz-Verbund (Median 71,5%). Die Gruppe S3/A zeigte mit knapp 60% kontinuierlichen Rändern den besten Randschluss im Dentinbereich.

Im Hinblick auf die getesteten Kompositmaterialien wurden die besten Resultate bei der Applikation von Clearfil AP-X beobachtet. Bei der Anwendung von Tetric Ceram zeigten sich verstärkt undichte Randadaptation.

Die interne Adaptation in der Gruppe S3/A zeigte einen 100%-ig farbdichten Verbund. Die signifikant höchste Penetrationstiefe wurde in den Gruppen Ad/E und Ad/C beobachtet.

Bei allen Ergebnissen dieser Arbeit ist zu berücksichtigen, dass diese im Rahmen einer In-vitro-Studie erzielt wurden. In-vitro-Studien erlauben die Reproduzierbarkeit von Versuchsabläufen. Bestimmte Faktoren, die in-vivo auftreten, wie zum Beispiel Speichel, Enzyme, Bakterien, postoperative Hypersensibilität oder patientenabhängige Faktoren wie Bruxismus oder Compliance können hier jedoch nicht berücksichtigt werden. Die ermittelten Daten zeigen demnach nur das Potential der jeweiligen Materialkombinationen im Hinblick auf ihre Übertragbarkeit in-vivo.

Berücksichtigt man die Gesamtergebnisse der vorliegenden Arbeit zur internen und marginalen Adaptation der Materialkombinationen, erweist sich das all-in-one-Adhäsiv S3 Bond als viel versprechend. Welche Adhäsivsysteme – mit oder ohne separate Ätzung – sich auf dem Markt etablieren können und welches Kompositmaterial sich in Zukunft durchsetzen wird, müssen jedoch künftige Studien zeigen.

### 6. Literaturverzeichnis

1. Abdalla A.I. (2004): Microtensile and tensile bond strength of single-bottle adhesives: a new test method. *J Oral Rehabil* 31:379–384
2. Abdalla A.I., El Eraki M., Feilzer A.J. (2007): The effect of direct and indirect water storage on the microtensile dentin bond strength of a total-etch and two self-etching adhesives. *Am J Dent* 20:370-374
3. Abo T., Uno S., Sano H. (2004): Comparison of bonding efficacy of an all-in-one adhesive with a self-etching primer system. *Eur J Oral Sci* 112:286-292
4. Aguiar F.H., Ajdarte K.F., Lavadino J.R. (2002): Effect of light curing modes and filling techniques on microleakage of posterior resin composite restoration. *Oper Dent* 27:557-562
5. Aguilar-Mendoza J.A., Rosales-Leal J.I., Rodríguez-Valverde M.A., Cabrerizo-Vílchez M.A. (2008): Effect of acid etching on dentin wettability and roughness: self-etching primers versus phosphoric acid. *J Biomed Mater Res; Pt B*, 84:277-285
6. Atash R., Van den Abbeele A. (2005): Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine: an in vitro study on bovine primary teeth. *Int J Paediatr Dent* 15:264-273
7. Ben-Amar A., Metzger Z., Gotar G. (1987): Cavity design for class II composite restorations. *J Prosthet Dent* 58:5-8
8. Blunck U., Roulet J.-F. (1997): Einfluß der Wasserlagerung auf Wirksamkeit von Dentinadhäsiven. *Dtsch Zahnärztl Z* 52:806-808

9. Bott B., Hannig M., Griemsmann S. (1997): „Sandwich“-Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 52:809-812
10. Bortolotto T., Onisor I., Krejci I., Ferrari M., Tay F.R., Bouillaguet S. (2008): Effect of cyclic loading under enzymatic activity on resin-dentin interfaces of two self-etching adhesives. Dent Mater 24:178-184
11. Brackett W.W., Tay F.R., Looney S.W., Ito S., Haisch L.D., Pashley D.H. (2008): Microtensile dentin and enamel bond strengths of recent self-etching resins. Oper Dent 33:89-95
12. Braga R.R., Ferracane J.L. (2004): Alternatives in polymerization contraction stress management. Crit Rev Oral Biol Med 15:176-184
13. Brandt P.D., de Wet F.A., du Preez I.C. (2006): Self-etching bonding systems: in-vitro micro-leakage evaluation. South Afr Dent J 61:248, 250-251
14. Burrow M.F., Harada N., Kitasako Y., Nikaido T., Tagami J. (2005): Seven-year dentin bond strengths of a total- and self-etch system. Eur J Oral Sci 113:265-270
15. Cadenaro M., Antonioli F., Sauro S., Tay F.R., Di Lenarda R., Prati C., Biasotto M., Contardo L., Breschi L. (2005): Degree of conversion and permeability of dental adhesives. Eur J Oral Sci 113:525–530
16. Courson F., Bouter D., Ruse N.D., Degrange M. (2005): Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. J Oral Rehabil 32:296-303
17. Deliperi S. (2002): An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composit restoration. JADA 133:1387-1398

18. Deliperi S., Bardwell D.N., Wegley C. (2007): Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Oper Dent* 32:179-184
19. De Munck J. (2004): An in vitro and in vivo study on the durability of biomaterial-tooth bonds. Thesis Katholieke Universiteit Leuven, Belgium
20. De Munck J., Van Meerbeek B., Yoshida Y. (2003): Four-year Water Degradation of Total-etch Adhesives Bonded to Dentin. *J Dent Res* 82:136-140
21. De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., Poitevin A., Lambrechts P., Braem M., Van Meerbeek B. (2005a): A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res* 84:118-132
22. De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., Lambrechts P., Braem M. (2005b): Microtensile bond strength of adhesives bonded to dentin after thermo-cycling. *Dent Mater* 21:999-1007
23. De Munck J., Vargas M., Iracki J., Van Landuyt K., Poitevin A., Lambrechts P., Van Meerbeek B. (2005c): One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent* 30:39-49
24. Dietschi D., Herzfeld D. (1998): In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* 106:1033-1042
25. Diez D. (2003): Das Randschlussverhalten von Kompositfüllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten unter Verwendung verschiedener Adhäsivsysteme. Med Diss, Kiel

26. Eminkahyagil N., Gokalp S., Korkmaz Y., Baseren M., Karabulut E. (2005): Sealant and composite bond strength to enamel with antibacterial/self-etching adhesives. *Int J Paediatr Dent* 15:274–281
27. Ernst C.P., Cortain G., Spohn M., Rippin G., Willershausen B. (2002): Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: an in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer-/adhesive combinations with a particular look at the additional use of flow-composites. *Dent Mater* 18:351-358
28. Ernst C.P., Brandenbusch M., Victor A., Klose S., Zieger B., Willershausen B. (2004): Randschluss adhäsiver Klasse-V-Restaurationen bei konventioneller und Soft-Start-Polymerisation in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 59:504-512
29. Ernst C.P., Willershausen B. (2003): Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztl Mitt* 7:30-40
30. Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L. (1989): Increased Wall-to-Wall Curing Contraction in Thin Bonded Resin Layers. *J Dent Res* 68:48-50
31. Feuerstein O., Matalon S., Slutzky H., Weiss El. (2007): Antibacterial properties of self-etching dental adhesive systems. *J Am Dent Assoc* 138:349-354
32. Frankenberger R. (2002): Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. *Dtsch Zahnärztl Z* 57:154-171
33. Frankenberger R., Strobel W.O., Lohbauer U., Krämer N., Petschelt A. (2004a): The Effect of Six Years of Water Storage on Resin Composite Bonding to Human Dentin. *J Biomed Mater Res Pt B: Appl Biomater* 69b:25-32



34. Frankenberger R., Strobel W.O., Taschener M., Krämer N., Petschelt A. (2004b): Total Etch vs. Self-Etch-Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. ZWR 113:188-196
35. Frankenberger R., Tay F.R. (2005): Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 21:397-412
36. Fukegawa D., Hayakawa S., Yoshida Y., Suzuki K., Osaka A., Van Meerbeek B. (2006): Chemical Interaction of Phosphoric Acid Ester with Hydroxyapatite. Dent Res 85:941-944
37. Gale M.S., Darvell B.W. (1999): Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 27:89-99
38. Glockner K., Reich M.E., Kos S., Keil C., Ebeleseder K., Städter P. (1998): Randadaption von verschiedenen zahnfarbenen Klasse-II-Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 53:775-780
39. Gondim J.O., Duque C., Hebling J., Giro E.M. (2008): Influence of human dentine on the antibacterial activity of self-etching adhesive systems against cariogenic bacteria. J Dent 36:241-248
40. Haller B. (1992): Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung. Zahnärztl Mitt 18:86-97
41. Haller B. (1994): Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittler. Dtsch Zahnärztl Z 49:750-759
42. Haller B., Blunck U. (2003): Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. Zahnärztl Mitt 7:48-58

43. Haller B., Fritzenschaft A. (1999): Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 54:225-230
44. Haller B., Schuster P. (2000): Randqualität einesOrmocers (Admira) und eines Feinhybridkomposits (Arabesk Top) in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 5:331-335
45. Hannig M., Bott B. (2000): Randschlußverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 55:134-138
46. Hannig M., Bock H., Bott B., Hoth-Hannig W. (2002): Inter-crystallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel imaged by transmission electron microscopy. Eur J Oral Sci 110:464-470
47. Hannig M., Bott B., Emmermann A. (1999): Randschlussverhalten von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Schmelzkonditionierung mit selbstätzenden Primern. Dtsch Zahnärztl Z 54:133-136
48. Hannig M., Bott B., Möller O. (1995): Das Randschlußverhalten von Kompositfüllungen mit Keramikinserts in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 50:828-831
49. Hannig M., Fu B. (2001): Effect of Air Abrasion and Resin Composite on Microleakage of Class V Restorations Bonded with Self-etching Primers. J Adhes Dent 3:265-272
50. Hannig M., Kreuzkamp H., Albers H.-K. (1994): Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 49:595-600

51. Hannig M., Reinhardt K.-J., Bott B. (2001): Composite-to-Dentin Bond Strength, Micromorphology of the Bonded Dentin Interface and Marginal Adaptation of Class II Composite Resin Restorations Using Self-Etching Primers. *Oper Dent* 26:157-165
52. Hashimoto M., Ohno H., Kaga M., Endo K., Sano H., Oguchi H. (2000): In vivo Degradation of Resin-Dentin Bonds in Humans Over 1 to 3 Years. *J Dent Res* 79:1385-1391
53. Hashimoto M., Ohno H., Yoshida E., Hori M., Sano H., Kaga M., Oguchi H. (2003): Resin–enamel bonds made with self-etching primers on ground enamel. *Eur J Oral Sci* 111:447-453
54. Hayakawa T., Kikutake K., Nemoto K. (1998): Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *Dent Mater* 14:99-105
55. Hellwig E., Klimek J., Attin T. (1999): Einführung in die Zahnerhaltung. 2. Aufl. München; Jena: Urban und Fischer
56. Hickel R., Ernst, H.P., Haller B., Hugo B., Kunzelmann K.H., Merte K., Ott K., Schmalz G., Staehle H.J. (2005): Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich – Indikation und Lebensdauer. Gemeinsame Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZ und DGZMK 60:1-5
57. Hilton T.J., Ferracane, J.L. (1999): Cavity preparation factors and microleakage of Class II composite restorations filled at intraoral temperatures. *Am J Dent* 12:123-130
58. Hiraishi N., Kitasako Y., Nikaido T., Nomura S., Burrow M.F., Tagami J. (2003): Effect of artificial saliva contamination on pH value change and dentin bond strength. *Dent Mater* 19:429-434

59. Imazato S., Kinomoto Y., Tarumi H., Torii M., Russell R.R., McCabe J.F. (1997): Incorporation of antibacterial monomer MDPB into dentin primer. J Dent Res 76:768-772
60. Imazato S., Kuramoto A., Takahashi Y., Ebisu S., Peters M.C. (2006): In vitro antibacterial effects of the dentin primer of Clearfil Protect Bond. Dent Mater 22:527-532
61. Imazato S., Torii Y., Takatsuka T., Inoue K., Ebi N., Ebisu S. (2001): Bactericidal effect of dentin primer containing antibacterial monomer methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) against bacteria in human carious dentin. J Oral Rehabil 28:314-319
62. Imazato S., Torii M., Tsuchitani Y., McCabe J.F., Russell R.R.B. (1994): Incorporation of Bacterial Inhibitor into Resin Composite. J Dent Res 73:1437-1443
63. Inoue S., Koshiro K., Yoshida Y., De Munck J., Nagakane K., Suzuki K., Sano H., Van Meerbeek B. (2005): Hydrolytic Stability of Self-etch Adhesives Bonded to Dentin. J Dent Res 84:1160-1164
64. Jacobsen T., Söderholm K.-J.M., Yang M., Watson T.F. (2003): Effect of composition and complexity of dentin-bonding agents on operator variability-analysis of gap formation using confocal microscopy. Eur J Oral Sci 111:523-528
65. Jacques P., Hebling J. (2005): Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self etching primer adhesive system. Dent Mater 21:103-109
66. Kahl M. (2002): In-vitro-Untersuchung des Randschluss-Verhaltens und der internen Adaptation von „Sandwich“-Restorationen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Med Diss, Kiel

67. Kijssamanmith K., Timpawat S., Harnirattisai C., Messer H.H. (2002): Micro-tensile bond strengths of bonding agents to pulpal floor dentine. *Int Endod J* 35:833-839
68. Koulaouzidou E.A., Helvatjoglu-Antoniades M., Palaghias G., Karanika-Kouma A., Antoniades D. (2008): Cytotoxicity evaluation of an antibacterial dentin adhesive system on established cell lines. *J Biomed Mater Res B, Appl Biomater* 84:271-276
69. Koliniotou-Koumpia E., Papadimitriou S., Tziafas D. (2007): Pulpal responses after application of current adhesive systems to deep cavities. *Clin Oral Investig* 11:313-320
70. Korbmacher H.M., Huck L., Kahl-Nieke B. (2006): Fluoride-releasing Adhesive and Antimicrobial Self-etching Primer Effects on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthod* 76:845–850
71. Koshiro K., Inoue S., Tanaka T., Koase K., Fujita M., Hashimoto M., Sano H. (2004): In vivo degradation of resin–dentin bonds produced by a self-etch vs. a total-etch adhesive system. *Eur J Oral Sci* 112:368–375
72. Koshiro K., Inoue S., Sano H., De Munck J., Van Meerbeek B. (2005): In vivo degradation of resin–dentin bonds produced by a self-etch and an etch-and-rinse adhesive. *Eur J Oral Sci* 113:341–348
73. Krejci I. (1992): Zahnfarbenen Restauration: Qualität, Potential und Indikation. *Habil.-Schr.* 1991; Hanser Verlag München Wien
74. Krejci I., Häusler T., Sägeser D., Lutz F. (1994): New adhesives in class V restorations under combined load and simulated dentinal fluid. *Dent Mater* 10:331-335

75. Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M. (1990): In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100:953-960
76. Krejci I., Schüpbach P., Lutz F. (1994): Klinik der Dentinadhäsive – Das Konzept der differenzierten Applikation: Totales und selektives Bonding und Dentinversiegelung. Zeitschrift des freien Verbandes dtsch Zahnärzte; 34-48
77. Kunzelmann K.-H., Krause F., Hickel R. (1993): Dentinhaftung von Kompositfüllungen und Keramikinlays in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 48:747-727
78. Lang H., Schwan R., Mülleians R., Raab W.H.-M. (2000): Der Verbund im Kavitäteninneren und die Stabilität des Füllungsrandes. Dtsch Zahnärztl Z 55:751-755
79. Lee I.B., Cho B.H., Son H.H., Um C.M. (2005): A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. J Oral Rehabil 32:304-314
80. Lendenmann U. (2002): Wissenschaftliche Dokumentation AdheSE, Ivoclar Vivadent, Forschung und Entwicklung Wissenschaftlicher Dienst
81. Lösche A.C. (1991): Verbesserung der Randqualität von Kompositfüllungen durch lichtleitende und lichtstreuende Glaskeramikeinsätze – eine In-vitro-Untersuchung. Med Diss, Berlin
82. Lösche G.M., Neuerburg C. M., Roulet J.-F. (1993): Die adhäsive Versorgung konservativer Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 48:26-30

83. Lösche A.C., Lösche G.M., Roulet J.-F. (1994): Die Auswirkung erhöhter Lichtintensität auf das Randverhalten von Klasse-II-Kompositfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 49:590-594
84. Lui J.L., Masutani S., Setcos J.C. (1987): Margin quality and microleakage of Class II composite resin restorations. J Am Dent Assoc 114:49-54
85. Maciell K.T., Carvalho R.M., Ringle R.D., Preston C.D., Russell C.M., Pashley D.H. (1996): The Effects of Acetone, Ethanol, HEMA, and Air on the Stiffness of Human Decalcified Dentin Matrix. J Dent Res 75:1851-1858
86. Manhart J., Hollwich B., Mehl A., Kunzelmann K.-H., Hickel R. (1999): Randqualität vonOrmocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung. Dtsch Zahnärztl Z 54:89-95
87. Naughton W.T. (2006): Bond Strength of Composite Using Self-etching Adhesive Systeme. Dent Mater: I – Adhesion-Composite Bond Strength Program, Am Assoc Dent Res
88. Nikaido T., Kunzelmann K.-H., Chen H., Ogata N., Yamaguchi S., Cox C.F., Hickel R., Tagami J. (2002): Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. Dent Mater 18:269-275
89. Nishitani Y., Yoshiyama M., Wadgaonkar B., Breschi L., Mannello F., Mazzoni A., Carvalho R.M., Tjäderhane L., Tay F.R., Pashley D.H. (2006): Activation of gelatinolytic/collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives. Eur J Oral Sci 114:160–166
90. Onur M.A., Cehreli Z.C.C., Tasman F., Gumrukcuoglu A. (2004): Effects of self-etching primers on vascular responses in rat carotid artery. J Oral Rehabil 31:574–578

91. Owens B.M., Johnson W.W. (2007): Effect of single step adhesives on the marginal permeability of Class V resin composites. *Oper Dent* 32:67-72
92. Peumans M., De Munck J., Van Landuyt K., Lambrechts P., Van Meerbeek B. (2005): Three-year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions. *Eur J Oral Sci* 113:512–518
93. Pioch T. (2000): Das Phänomen der „Nanoleakage“ am Komposit-Dentin-Übergang bei Anwendung von Adhäsiven. *Dtsch Zahnärztl Z* 55:387-393
94. Pioch T., Staehle H.J., Duschner H. (2001): Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent* 14:252-258
95. Sano H. (2006): Microtensile Testing, Nanoleakage, and Biodegradation of Resin-Dentin Bonds. *J Dent Res* 85:11-14
96. Sano H., Yoshiyama M., Ebisu S., Burrow M.F., Takatsu T., Cicucchi B., Carvalho R., Pashley D.H. (1995): Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 20:160-167
97. Sano H., Yoshikawa T., Pereira P.N., Kanemura N., Morigami M., Tagami J., Pashley D.H. (1999): Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res* 78:906–911
98. Schmalz G., Geurtsen W., Arenholt-Bindslev D. (2006): Die Biokompatibilität von Komposit-Kunststoffen. *Zahnärztl Mitt* 96:34-42
99. Schroeder H.E. (1992): *Orale Strukturbiologie*. Stuttgart, Thieme Verlag



100. Shirai K., de Munck J., Yoshida Y., Inoue S., Lambrechts P., Suzuki K., Shintani H., Van Meerbeek B. (2005): Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater* 21:101-124
101. Soltész U., Koplin C. (2004): Polymerisationsschrumpfung neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. *Zahnärztl Mitt* 8:54-60
102. Suppa P., Breschi L., Ruggeri A., Mazzotti G., Prati C., Chersoni S., Di Lenarda R., Pashley H., Tay D., Franklin R. (2005): Nanoleakage Within the Hybrid Layer: A Correlative FEISEM/TEM Investigation. *J Biomed Mater, Res Pt B: Appl Biomater* 73B:7-14
103. Toledano M., Osorio R., Albaladejo A., Aguilera F.S., Tay F.R., Ferrari M. (2006): Effect of cyclic loading on the microtensile bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *Oper Dent* 31:25-32
104. Torkabadi S., Nakajima M., Ikeda M., Foxton R.M., Tagami J. (2008): Bonding durability of HEMA-free and HEMA-containing one-step adhesives to dentine surrounded by bonded enamel. *J Dent* 36:80-86
105. Türkün S.L. (2003): Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. *J Dent* 31:527-534
106. Van Landuyt K.L., Kanumilli P., De Munck J., Peumans M., Lambrechts P., Van Meerbeek B. (2006): Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 34:77-85
107. Van Meerbeek B. (2005): A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel. *Dent Mater* 21:375-383

108. Van Meerbeek B., Kanumilli P., De Munck J., Van Landuyt K., Lambrechts P., Peumans M. (2004): A randomized, controlled trial evaluating the three-year clinical effectiveness of two etch & rinse adhesives in cervical lesions. *Oper Dent* 29:376-385
109. Van Meerbeek B., Peumans M., Verschueren M., Gladys S., Braeml M., Lambrechts P., Vanherle G. (1994): Clinical Status of Ten Dentin Adhesive Systems. *J Dent Res* 73:1690-1702
110. Van Meerbeek B., Perdigão J., Lambrechts P., Vanherle G. (1998): The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26:1-20
111. Van Meerbeek B., Vargas S., Inoue S., Yoshida Y., Peumans M., Lambrechts P. (2001): Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 26:119-144
112. Wattanawongpitak N., Yoshikawa T., Burrow M.F., Tagami J. (2007): The effect of thermal stress on bonding durability of resin composite adaptation to the cavity wall. *Dent Mater* 26:445-450
113. Yeşilyurt C., Bıluçcu B. (2006): Bond Strength of Total-Etch Dentin Adhesive Systems on Peripheral and Central Dentinal Tissue: A Microtensile Bond Strength Test. *J Contemp Dent Pract* 7:26-36
114. Yoshida Y., Nagakane K., Fukuda R., Nakayama Y., Okazaki M., Shintani H., Inoue S., Tagawa Y., Suzuki K., De Munck J., Van Meerbeek B. (2004): Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. *J Dent Res* 83:454-458

### 7. Anhang

Die in dieser Arbeit verwendeten Restaurationsmaterialien beinhalten (Inhaltsstoffe laut Herstellerangaben):

- *CLEARFIL AP – X* (Kuraray, Sakazu, Japan)
  - Enthält:
    - Silanisiertes Bariumglas
    - Silanisiertes, kolloidales Silika
    - Silanisiertes Silika
    - Bis-GMA
    - TEGDMA
    - Kampher-Chinon
  
- *Tetric Evo Ceram* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
  - Enthält:
    - Dimethacrylate (Gew.-% 17)
    - Silanisierte Bariumglasfüller (Gew.-% 32,5)
    - Ytterbiumtrifluorid (Gew.-% 5)
    - Mischoxid (Gew.-% 10)
    - Copolymer (Isofüller) (Gew.-% 34)
    - Additive (Gew.-% 0,3)
    - Stabilisatoren und Katalysatoren (Gew.-% 0,2)
    - Pigmente (Gew.-% <0,1)
  
- *Tetric Ceram* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
  - Enthält:
    - Dimethacrylate (Gew.-% 20,2)
    - Bariumglasfüller (Gew.-% 50,6)
    - Ytterbiumtrifluorid (Gew.-% 17)
    - Mischoxid (Gew.-% 5)
    - Copolymer (Isofüller) (Gew.-% 0)
    - Additive (Gew.-% 0,9)
    - Stabilisatoren und Katalysatoren (Gew.-% 0,3)
    - Pigmente (Gew.-% <0,1)

Tabelle 3: Zusammensetzung und Anwendung der verwendeten Haftvermittler (Angaben laut Hersteller)

Haftvermittler	Komponenten	Anwendung
<b>CLEARFIL SE BOND (SE)</b>	<p><u>selbstätzend Primer</u> 10-Methacrylat-oxydecyl Dehydrogenphosphat (MDP), 2-Hydroxyäthyl Methacrylat (HEMA), hydrophiles Dimethacrylat, dl-Camphorochinon, N,N-Diethanol-p-Toluidin, Wasser (H<sub>2</sub>O)</p> <p><u>Bond</u> MDP, 2-Bis-Phenol A Diglycyat-Methacrylat (Bis-GMA), HEMA, hydrophiles Dimethacrylat, dl-Camphorochinon, N,N-Diethanol-p-Toluidin, kolloides Siliziumoxyd</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Zahn trocknen,</li> <li>- Primer applizieren,</li> <li>- 20s belassen, mit leichtem Luftstrom verdampfen,</li> <li>- Bond auftragen und mit leichtem Luftstrom zu einem gleichmäßigen Film verblasen,</li> <li>- 10s polymerisieren</li> </ul>
<b>CLEARFIL PROTECT BOND (Pr)</b>	<p><u>selbstätzend Primer</u> MDP, 12-Methacryloyloxydodecylpyridinium Bromid (MDPB), HEMA, hydrophiles Dimethylacrylat, H<sub>2</sub>O</p> <p><u>Bond</u> MDP, Bis-GMA, HEMA, hydrophobes Dimethacrylat, dl-Camphorquinone, N,N-Diethanol-p-Toluidine,</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Zahn trocknen,</li> <li>- Primer applizieren,</li> <li>- 20s belassen, mit leichtem Luftstrom verdampfen,</li> <li>- Bond auftragen und mit leichtem Luftstrom zu einem gleichmäßigen Film verblasen,</li> <li>- 10s polymerisieren</li> </ul>
<b>S3 Bond (S3)</b>	<p><u>Bond</u> MDP, Bis-GMA, HEMA, hydrophobes Dimethacrylat, dl-Camphorquinone, H<sub>2</sub>O, silanisiertes, kolloides Silica</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Zahn trocknen,</li> <li>- Bond applizieren,</li> <li>- 20s belassen mit starkem Luftstrom 5-10s verblasen,</li> <li>- 10s polymerisieren,</li> </ul>
<b>One Coat SE Bond (1C)</b>	<p><u>Primer</u> HEMA, Acrylamidosulfonsäure, Glycerin Mono- und Dimethacrylat, Polyalkenoat methacryliert, H<sub>2</sub>O</p> <p><u>Bond</u> HEMA, Glycerin Mono- und Dimethacrylat, Urethandimethacrylat, Polyalkenoat methacryliert</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Zahn trocknen</li> <li>- Primer 30s auf Dentin- und Schmelzflächen gut einmassieren,</li> <li>- Primer kurz verblasen,</li> <li>- Bond 20s auf Dentin- und Schmelzflächen gut einmassieren</li> <li>- Luftstrom verblasen,</li> <li>- 30s polymerisieren</li> </ul>
<b>AdheSE (Ad)</b>	<p><u>Primer</u> Dimethacrylat, Phosphonsäureacrylat, Initiatoren und Stabilisatoren, H<sub>2</sub>O</p> <p><u>Bond</u> HEMA, Dimethacrylate, Siliziumdioxid, Initiatoren und Stabilisatoren</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Zahn trocknen,</li> <li>- Primer am Schmelz beginnend alle Kavitätenflächen gut benetzen und dann 15s gut einmassieren (nicht kürzer als 30s), mit starkem Luftstrom verblasen bis kein beweglicher Film mehr sichtbar ist.</li> <li>- Bond auf dem Dentin beginnend auftragen</li> <li>- mit leichtem Luftstrom zu einem gleichmäßigen Film verblasen,</li> <li>- 10s polymerisieren</li> </ul>

**Beispiele für die Pentetrationstiefe des Farbstoffs**

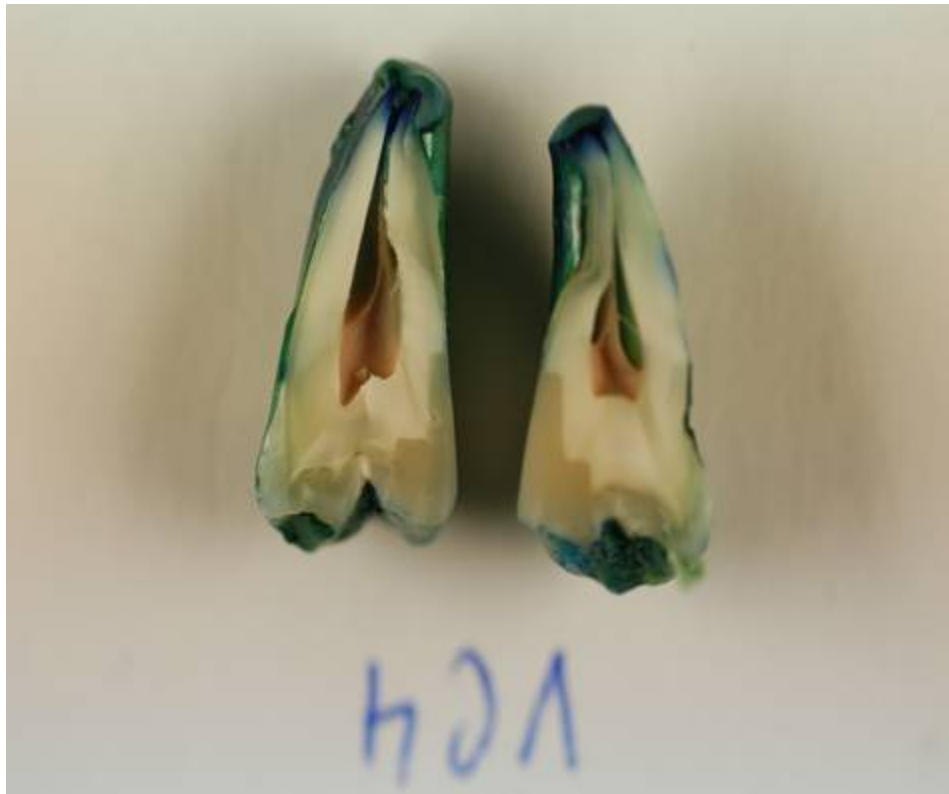


Abbildung 27: Grad 0 am Beispiel der Zahnhälften aus der Gruppe S3/A



Abbildung 28: Grad 0 und Grad 1 am Beispiel der Zahnhälften aus der Gruppe Ad/E



Abbildung 29: Grad 2 am Beispiel der Zahnhälften aus der Gruppe Ad/E

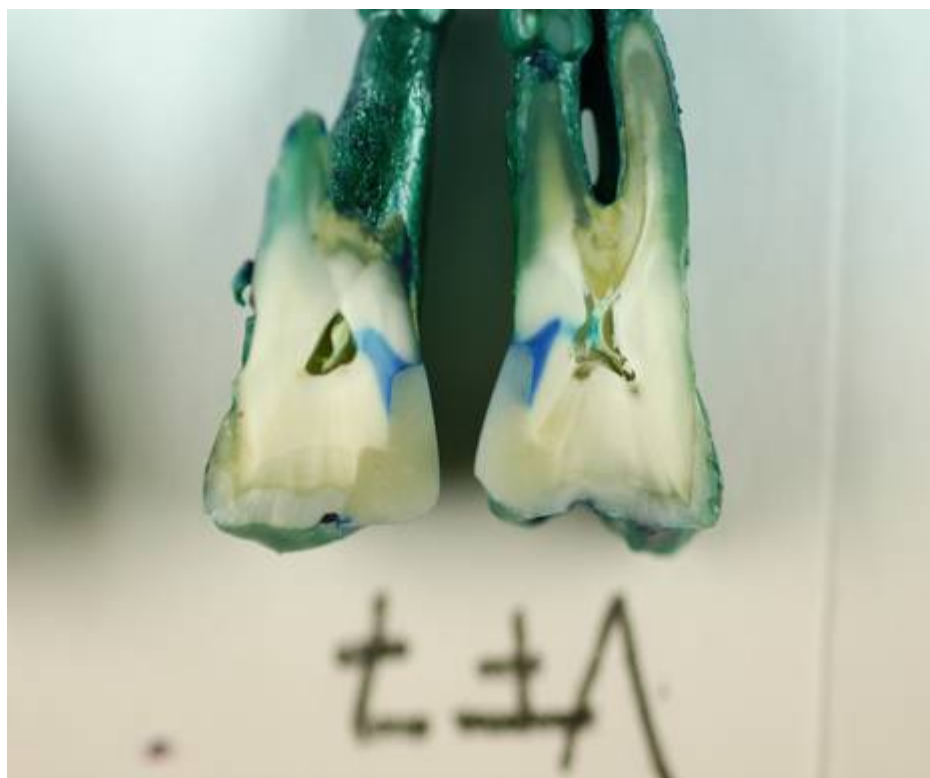


Abbildung 30: Grad 3 am Beispiel der Zahnhälften aus der Gruppe 1C/E



Abbildung 31: Grad 4 am Beispiel der Zahnhälften aus der Gruppe Ad/E

### 8. Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. dent. M. Hannig für die Möglichkeit, an seiner Klinik promovieren zu dürfen, für die Überlassung dieses interessanten Themas sowie für die Unterstützung und Betreuung der Arbeit.

Ein großer Dank gilt Frau Dr. K. Huber, die mir jederzeit als Ansprechpartnerin zur Verfügung stand, für ihre Hilfe während der gesamten Promotion und für die statistische Auswertung.

Mein besonderer Dank gilt meinem Mann, der mit Verständnis, Rücksichtnahme und Unterstützung zur Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen hat, und vor allem meinen Eltern, für alles, was sie mir ermöglicht haben.



### 9. Lebenslauf

#### Persönliche Daten

Name: Vida Hassanzadeh-Kolp, geb. Hassanzadeh

Anschrift: Hauptstraße 338  
66740 Saarlouis  
Tel. 06831 / 4877689  
Mail: [vidah@gmx.de](mailto:vidah@gmx.de)

Geburtsort: Teheran/Iran

Geburtstag: 17.07.1975

Staatsangehörigkeit: Deutsch

Familienstand: Verheiratet

#### Schulbildung:

1985-1988	Grundschule in Saarlouis/Beaumarais
1988-1992	Robert-Schumann-Gymnasium in Saarlouis
1992-1994	Kreisrealschule in den Fliesen in Saarlouis
1994-1996	Wirtschaftsgymnasium in Saarbrücken
Juni 1996	Abitur

#### Berufsausbildung

Okt. 1996 – Dez. 2002	Studium der Zahnmedizin an der Universität des Saarlandes in Homburg
-----------------------	--

#### Berufstätigkeit

Jan. 2003 Dez. 2004	Assistenzärztin in einer niedergelassenen Praxis in Bous
Seit Jan. 2005	Niedergelassene Zahnärztin in Saarlouis